Biomechanische Untersuchungen mit rheologischen Verfahren an Gewebsstücken aus hyalinem Knorpel

Johannis Golesakis

1980

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543910_0076

" Biomechanische Untersuchungen mit rheologischen Verfahren an Gewebsstücken aus hyalinem Knorpel "

Von der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigte Dissertation

vorgelegt von
Johannis Golesakis

Referent : Prof. Dr. med. G. Arnold

Korreferent : Prof. Dr. med. H.G. Goslar

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
Prof. Dr. Krüskemper

Referent
Prof. Dr. G. Arnold
Korreferent
Prof. Dr. H.G. Goslar

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1.	Allgemeines	1
1.2.	Stand der Forschung	4
1.3.	Fragestellungen	7
2.	UNTERSUCHUNGSMATERIAL UND HERSTELLUNG DER PROBEN	9
3.	UNTERSUCHUNGSVERFAHREN	15
4.	EINZELVERSUCHE	19
5.	STATISTISCHER TEIL AUFGRUND VON REIHEN-VERSUCHEN	36
5.1.	Untersuchungsmaterial und Untersuchungsverfahren	36
5.2.	Versuchsablauf (Ablauf des standardisierten Versuchsprogrammes)	37
5.3.	Auswertung der gewebsmechanischen Diagramme	40
5.4.	Ergebnisse	43
6.	DISKUSSION	52
7.	ANHANG	57
7.1.	Wertetabellen für die Steigung des geradlinigen Teils der Kompressions- und Dekompressionsschenkel der P-t Diagramme	57
7.2.	Wertetabellen der RKZW und KRZW	62
7.3.	Symbole, Bezeichnungen und Definitionen	65
7.4.	Formeln und mathematische Zusammenhänge	66
8.	ZUSAMMENFASSUNG	76
9.	LITERATUR	78
	Lebenslauf	

1. EINLEITUNG

1.1. Allgemeines

Die Binde- und Stützgewebe entwickeln sich aus dem Mesenchym. Nach BUCHER (1977) und v.MAYERSBACH (1973) werden die Binde- und Stützgewebe eingeteilt in:

1. Bindegewebe
2. Knorpel
3. Knochen und Zahnzement
4. Zahnbein

Ein wichtiges histologisches Merkmal ist das Verhältnis der Zellen zur Interzellularsubstanz. Zahlreiche Bindegewebe haben überwiegend biologische Aufgaben. Die interzellularsubstanzreichen Gewebsarten mit vielen Fasern oder Hartsubstanzen verkörpern hauptsächlich mechanische Funktionen.

In der Histologie werden drei Arten von Knorpel unterschieden:

a) hyaliner Knorpel
b) Faserknorpel
c) elastischer Knorpel.

Von der Knorpel- und Knochenentwicklung abgesehen enthält der reife Knorpel wenige Zellen im Vergleich zur Interzellularsubstanz. Nach Abschluß der Ontogenese sind dem Knorpel mechanische Aufgaben zugeordnet. Dementsprechend besitzt er mechanische Eigenschaften. Der hyaline Knorpel ist biomechanisch erheblichen Kräften ausgesetzt. Diese Feststellung mögen einige Beispiele belegen: Beim Gehen wirken auf den Knorpel der Sprunggelenke Druck- und Scherkräfte wechselnder Stärke und Richtung. Die statischen und dynamischen Beanspruchungen des Knorpels im Kniegelenk sind beim Skilaufen und Fußballspielen außerordentlich hoch. Überphysiologische Belastungen bedingen Knorpelschäden. Beim Fußballspieler ist die retropatellare Arthrose oft zu beobachten. Die Beschleunigungskräfte beim Springen oder Sturz sind gemäß dem 2. Newtonschen Axiom „Kraftvektor gleich Masse mal Beschleunigungsvektor" sehr hoch. Nach dem Gesagten ist aber auch mit Nachdruck darauf hinzuweisen, daß nach Ansicht maßgeblicher

Untersuchungen die Mehrzahl der Arthrosefälle keinesfalls als Überlastungsschäden aufzufassen ist.

Der Rippenknorpel wird bei den Atembewegungen im Sinne einer geringen Torsion beansprucht. Auf den Knorpelteil der Rippe wirken bei Thoraxquetschungen und -prellungen starke Kräfte. Aufgrund seiner viskoelastischen Eigenschaften (ARNOLD und HARTUNG, 1973; ARNOLD et al. 1978) setzt der Rippenknorpel die Gefahr von Rippen-, Sternum- und Wirbelfrakturen herab, da er sich federnd-elastisch und nachgiebig-dämpfend verhält. In der funktionellen Betrachtungsweise anatomischer Gebilde spielt der Rippenknorpel bei den Atmungsvorgängen eine wichtige Rolle.

Am Rippenknorpel sind zahlreiche Muskeln befestigt, die beim Atmen und bei Bewegungen Zug- und Druckkräfte wechselnder Richtung und Stärke in zeitlicher Abhängigkeit ausüben.

Mit zunehmendem Alter verändert sich der Rippenknorpel nicht nur morphologisch, sondern auch mechanisch. Dies wirkt sich zwangsläufig neben anderen Faktoren auf die Atmung aus.

Das Verhältnis der geformten zur amorphen Interzellularsubstanz ist bei den Binde- und Stützgeweben sehr unterschiedlich. Dieses Verhältnis bestimmt u.a. ihre mechanischen Eigenschaften. Die wichtigsten gewebsmechanischen Eigenschaften sind Festigkeit, Elastizität und Viskosität.

Der hyaline Knorpel bildet die embryonale Grundlage für den größten Teil des Skelets und bleibt nach dessen Verknöcherung als Gelenk-, Nasen- und Rippenknorpel erhalten. Aus hyalinem Knorpel ist mit wenigen Ausnahmen das Gerüst des Kehlkopfes, der Luftröhre und Bronchien aufgebaut.

Der hyaline Knorpel stellt mechanisch einen anisotropen Verbundbau dar (ORTMANN 1975). Sein histologischer Aufbau ist ein Gefüge aus Knorpelzellen und Interzellularsubstanz, die sich ihrerseits aus einer Grundsubstanz und kollagenen Mikrofibrillen zusammensetzt.

Der Knorpel wird zu den bradytrophen Geweben gezählt. Nach Abschluß der Entwicklung enthält er keine Blutgefäße mehr. Seine Ernährung erfolgt durch Diffusion. Für die Diffusionsvorgänge spielt die dynamische Beanspruchung eine wichtige Rolle (LINN und SOKOLOFF, 1965; WRIGHT und DAWSON, 1976).

1.2. Stand der Forschung

Der licht- und elektronenmikroskopische Aufbau des hyalinen Knorpels ist seit langem bekannt. Erst in den letzten Jahren wurden in zunehmendem Umfange biomechanische Untersuchungen mit unterschiedlichen Methoden ausgeführt. Anlaß dazu waren Fragestellungen im Rahmen der funktionellen Anatomie, spezielle Probleme der Arthroseforschung, Rheumatologie und Traumatologie. Besondere Bedeutung ist dem Zusammenhang zwischen Mechanik und Enzymaktivität in Verknüpfung mit Flüßigkeitstransportvorgängen im Gelenkknorpel zuzumessen.

HIRSCH 1944, SOKOLOFF 1966, KRAKOVITZ 1969, HAYES und MOCKROS 1971, KEMPSON et al. 1971, WALKER und HAIEK 1972, HAYES et al. 1972, ARNOLD und HARTUNG 1973 sowie HARTUNG und ARNOLD 1973 berichteten über biomechanische, speziell gewebsmechanische Untersuchungen am hyalinen Knorpel.

Zwei Arten der gewebsmechanischen Untersuchungen werden unterschieden: die statische und die dynamische Belastung. Über statisch-biomechanische Untersuchungen am hyalinen Knorpel veröffentlichten u.a. SOKOLOFF 1966, HAYES und MOCKROS 1971, HAIEK 1972 sowie ARNOLD und HARTUNG 1973 ihre Arbeiten. Das dynamische Knorpelverhalten untersuchten ZAREK und EDWARDS 1965, SIMON 1971, RADIN et al. 1973 sowie ARNOLD und HARTUNG 1974. Die gewebsmechanischen Verfahren lassen sich mit anderen Untersuchungsmethoden kombinieren, z. B. mit enzymbiomechanischen Verfahren (KEMPSON 1975, TORZILLI und MOW 1976) und mit thermobiomechanischen Verfahren (ARNOLD et al. 1978).

Das mechanisch-rheologische Verhalten des Knorpels ist abhängig von seiner Geometrie, dem Lebensalter, von der Umgebungstemperatur, der Deformationsgeschwindigkeit, dem Betrag und der Richtung der Kraftbeanspruchung sowie von der mechanischen Vorgeschichte (stress-stain history). Die mechanisch-rheologischen Erscheinungen am Knorpel sind empfindlich gegenüber Milieuveränderungen (ARNOLD, GROSS und HARTUNG 1976). Dieses Verhalten des hyalinen Knorpels erwähnten auch HARTMANN und DEICHER 1973. HARTMANN 1974 berichtete darüber im Zuge von Untersuchungen

über Veränderungen der Synovialflüßigkeit bei Gelenkerkrankungen. YANNAS 1970 beschrieb die Bedeutung der Relaxation im Zusammenhang mit dem Flüßigkeitsmilieu des Gelenkknorpels beim Gehen. KEMPSON et al. 1973 und KEMPSON 1975 untersuchten den Zusammenhang zwischen mechanischen Eigenschaften und Glykosaminoglykangehalt des Knorpels.

In den letzten Jahren sind über die Struktur des hyalinen Knorpels eine Reihe von Veröffentlichungen erschienen, die methodische Verbesserungen aufweisen (GODMAN und PORTER 1960, REVEL und HAY 1963 sowie MITAL und MILLINGTON 1971).

ARNOLD und HARTUNG (1974) wiesen darauf hin, daß das mechanische Verhalten des hyalinen Knorpels bedingt ist durch die kollagenen Mikrofibrillen, die proteoglykanreiche Grundsubstanz sowie den osmotischen Druck und Flüßigkeitstransportvorgänge.

Beim hyalinen Knorpel sind schon polarisationsoptisch deutliche Unterschiede zwischen den kollagenen Fasern des Perichondriums und den kollagenen Mikrofibrillen des intracartilaginären Bereiches zu erkennen. Biochemische Untersuchungen zeigten (BURLEIGH und POOLE 1875, TIMPL 1977, GAY und MÜLLER 1976), daß die kollagenen Mikrofibrillen Typ II Kollagen darstellen. Das Knorpelkollagenmolekül ist aus drei identischen Alpha-1-Ketten zusammengesetzt. Dafür wird die Formel $(\alpha 1(II))_3$ oder $3(\alpha 1(II))$ verwendet. Die Telopeptide sind etwas größer als beim Typ I Kollagen. Typ II Kollagen enthält wesentlich mehr Hydroxylysinreste als Typ I Kollagen. Im Gegensatz zum Typ III und Typ IV Kollagen kommen keine Disulfidbrücken vor. Der Gehalt an glykosidisch gebundenen Kohlehydratketten beträgt beim Typ I und Typ III Kollagen nur 0,5 %, dagegen 10 % beim Typ II und Typ IV Kollagen.

Arbeiten zur Biosynthese des Kollagens liegen in großer Zahl vor. Neuere Publikationen beschäftigten sich vor allem mit biochemischen Aspekten sowie mit der Alterung des Kollagens (KÜHN 1974, RAMACHANDRAN und REDDI 1976, KÜHN und FIETZEK 1975, ROBINS und BAILEY 1975, 1977) und mit Krankheitsbildern, die

auf Strukturveränderungen des Kollagens (Sklerodermie, Leberzirrhose, etc.) oder auf Störungen der Kollagenbiosynthese zurückzuführen sind (JONAK et al. 1977). Biosynthese, Alterung und Degradation des Kollagens spielen bei der Pathogenese der Arthrosen und rheumatischen Erkrankungen eine wichtige Rolle.

1.3. Fragestellungen

1. Können aus hyalinem Knorpel geometrisch definierte Probestücke mit ausreichender Genauigkeit für gewebsmechanische Untersuchungen hergestellt werden?

2. Wie können die Druckkraft-Zeit oder Druckkraft-Deformations Kurven von definierten Knorpelstücken ausgewertet werden? Wie können Druckkraft-Zeit Kurven in Druckkraft-Verformungs Kurven oder Druckspannungs-Stauchungs Kurven graphisch und rechnerisch umgewandelt werden?

3. Wie groß ist die Tangentensteigung im annähernd geradlinigen Teil der Kraft-Zeit, Kraft-Deformations und Druckspannungs-Stauchungs Kurven? Wie groß ist der Tangentenmodul und was ist bei seiner Angabe an zusätzlichen Informationen zu berücksichtigen? Inwieweit ist der Tangentenmodul mit dem Elastizitätsmodul (E-Modul) vergleichbar?

4. Sind die genannten Kurven unter Beachtung der physikalischen Rheologie reproduzierbar?

5. Wie ändern sich die Tangentensteigungen im annähernd geradlinigen Teil der genannten Kurven, wenn nacheinander mehrere Be- und Entlastungen ausgeführt werden und das Probestück vorher über einige Stunden nicht belastet worden war?

6. Wie wirkt sich eine mechanische Vorgeschichte, in der einige Stunden lang keine Belastungen auf den Knorpel ausgeübt wurden, auf die anschließend vorgenommenen mechanischen Beanspruchungen aus?

7. Welchen Einfluß haben unmittelbar vorausgehende Spannungs-Dehnungs Vorgänge auf das direkt anschließende mechanische Verhalten des Knorpels unter definierten Versuchsbedingungen?

8. Sind Relaxations-Kraft-Zeit Wert (Relaxations-Druckspan-

nungs-Zeit Wert) sinnvolle Größen zur Charakterisierung des Spannungsabfalles unter isometrischen Bedingungen nach unmittelbar vorausgegangener Zusammendrückung des Knorpelstückes?

9. Welche Bedeutung haben Kraftrückgewinn-Zeit Wert und Spannungsrückgewinn-Zeit Wert?

10. Wie ändern sich die Relaxationskurven nach mehreren hintereinander ausgeführten mechanischen Beanspruchungen mit zwischengeschalteten isometrischen Phasen?

11. Wie verhalten sich die Kraftrückgewinnkurven nach mehreren hintereinander ausgeführten mechanischen Beanspruchungen und eingeschobenen isometrischen Phasen?

12. Welche Bedeutung haben die Ergebnisse im Rahmen der funktionellen Anatomie?

2. UNTERSUCHUNGSMATERIAL UND HERSTELLUNG DER GEWEBSPROBEN

Bei der Auswahl und Vorbereitung der Knorpelprobestücke mußten mehrere Forderungen gestellt werden, um standardisierte und reproduzierbare Versuchsbedingungen zu gewährleisten. Die Proben wurden gemäß der topographischen Anatomie des Rindes in schräg anterior-posteriorer Richtung aus dem Rippenknorpel der 3. und 4. Rippe entnommen, in einem Abstand von 1,5 bis 2 cm vom seitlichen Sternalrand. Die Bohrstanze war senkrecht auf die Achse des Knorpelteils der Rippe gerichtet. Damit entspricht die Richtung der Achse des Probezylinders der Normalen auf der Rippenknorpelachse. Der Hohlbohrer wurde jeweils durch den dicksten Teil des Rippenknorpels geführt, sodaß die Proben jeweils aus dem zentralen Teil der Cartilago costalis entnommen wurden.

Der Knorpel wurde zwischenzeitlich für maximal 18 Stunden im Kühlschrank bei -1 ^{o}C in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Wegen der Gefrierpunktserniedrigung kommt es bei -1 ^{o}C noch nicht zu schädlichen Eiskristallbildungen. Auf diese Weise konnte eine Beeinträchtigung der historheologischen Eigenschaften des Knorpels weitestgehend vermieden werden. Postmortale Veränderungen, die die mechanischen Eigenschaften der kollagenen Mikrofibrillen des hyalinen Knorpels beeinflussen, dürften kaum ins Gewicht fallen, da Kollagen unter bestimmten Vorsichtsmaßnahmen gelagert werden kann (VIIDIK, SANDQUIST und MAEGI, 1965). Dabei wird hier angenommen, daß kein Unterschied zwischen Typ I und Typ II Kollagen hinsichtlich der Lagerungsfähigkeit unter sorgfältig ausgewählten Bedingungen besteht.

Bei der Auswahl und Festlegung der geometrischen Form des Probestückes mußten folgende Aspekte berücksichtigt werden: Je kleiner die Probestücke sind, um so ungenauer werden die Messungen. Beliebig große Zylinder lassen sich aus dem Rippenknorpel nicht herstellen. Eine geeignete mittlere Geometrie mußte herausgefunden werden. Die Höhe h oder h_o des Probestückes, gemessen von der Grund- zur Deckfläche, gelegentlich auch mit L oder L_o als Länge der Zylinderachse bezeichnet,

durfte nicht größer als der Durchmesser sein, da sonst die Gefahr der seitlichen Deviation unter Druckbeanspruchung mit entsprechender Beeinflussung der Meßwerte gegeben ist. Zwischen der POISSONSCHEN Querdilatition, die bei unseren Versuchen nach Maßgabe der Deformation und des rheologischen Zustandes entsteht und der seitlichen Ausbiegung eines im Verhältnis zum Querschnitt hohen Probekörpers ist streng zu unterscheiden. Einen Anhaltspunkt gibt die Gleichung nach EULER für die seitliche Ausbiegung (Deviation) eines rein elastischen Stabes der an den Enden gelenkig gelagert ist:

$$I \cdot y'' = - P \cdot y \cdot E^{-1} \; ; \; m(x) = P \cdot y$$

Darin ist y(x) die Form des Stabes unter dem Einfluß der Kraft P, $m(x) = P \cdot y$ das Biegemoment an einer Stelle x, E der Elastizitätsmodul und I das Flächenträgheitsmoment.

Als geeignete Form des Knorpelprobestückes wählten wir einen Gewebszylinder (Abb. 1) mit einem Durchmesser $D = 2r = 6{,}1$ mm und der Höhe $h = 6{,}1$ mm. Die Maßzahlen beziehen sich auf die Anfangswerte (Ausgangswerte, ursprüngliche Werte).

Zur Herstellung der Knorpelzylinder waren besondere Geräte (Abb. 2) erforderlich. Ein in einer Bohrmaschine eingespannter Hohlbohrer H, von 6,1 mm Innendurchmesser und 0,5 mm Dicke, wurde bei konstanter niedriger Umdrehungszahl von oben-senkrecht auf der Knorpelachse stehend durch den in physiologischer Kochsalzlösung befindlichen Rippenknorpel K gebohrt.

Auf Abb. 3 ist eine vergrößerte Darstellung des Hohlbohrers gezeigt. Die Öffnung Ö dient der Einführung einer Sonde, mit deren Hilfe das Probestück aus dem Hohlbohrer geschoben wird.

Der so entstandene Zylinder, mit den zwei unebenen Stirnflächen, wurde mit dem in Abb. 4 dargestellten Gerät durch zwei parallele Schnitte auf die geforderte Länge gebracht. Mit dieser Bearbeitung konnten zylinderförmige Gewebsproben definierter Geometrie reproduzierbar hergestellt werden. Ihre Oberfläche war glatt.

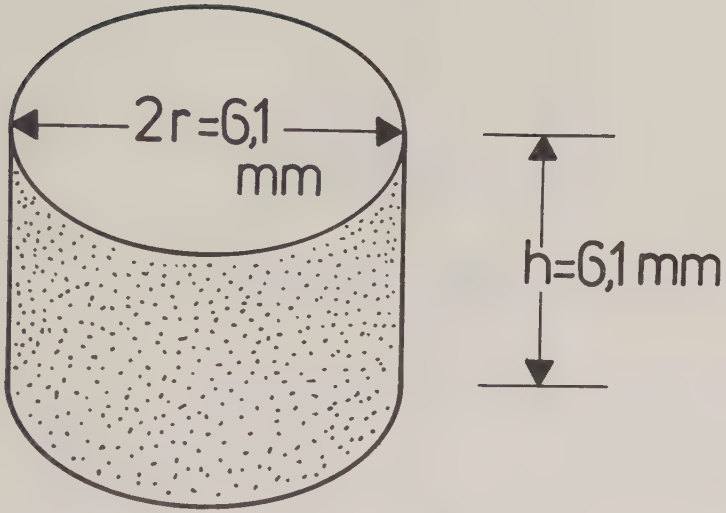

Abb. 1: Darstellung des zylinderförmigen Knorpelstückes.
Durchmesser 2r = 6,1 mm; Höhe h = 6,1 mm.

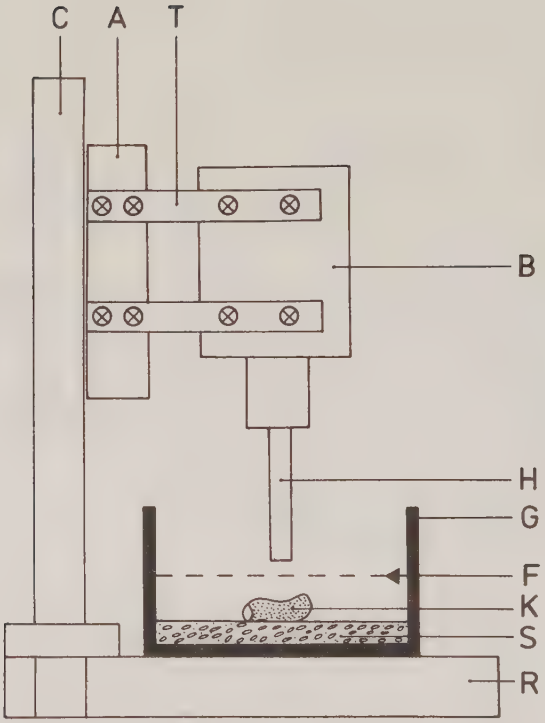

Abb. 2: Bohrvorrichtung zur Gewinnung zylinderförmiger Probestücke aus dem Rippenknorpel in Richtung anterior-posterior.

B = elektrische Bohrmaschine; H = Hohlbohrer; G = Gefäß; F = Flüssigkeitsspiegel der 0,9%igen Kochsalzlösung; K = Knorpelstück, aus dem der Probezylinder herausgedreht wurde; S = Styropore; R = Grundplatte der Bohrmaschine; C = Säule der Bohrmaschine; A = Vorschubplatte der Bohrmaschine; T = Halterung der Bohrmaschine.

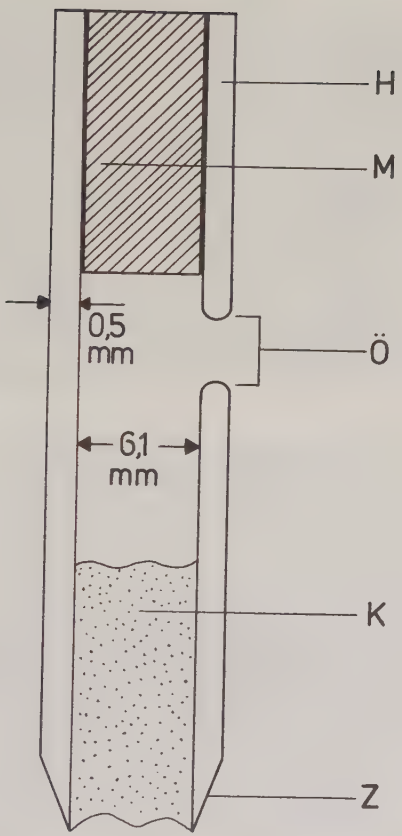

Abb. 3: Einzeldarstellung eines Längsschnittes des Hohlbohrers von 6,1 mm innerem Durchmesser und 0,5 mm Wandstärke. H = Mantel des Hohlbohrers; M = Mantelkern zur Verhinderung einer Verformung des Hohlbohrers durch die Einspannvorrichtung; Ö = seitliche Öffnung des Hohlbohrers, durch die der Knorpelzylinder mit Hilfe einer gebogenen Sonde nach unten herausgeschoben werden kann; K = Knorpelzylinder mit ungleichmäßiger Grund- und Deckfläche; Z = Mantelspitze (Mantelkrone) mit Schrägschliff.

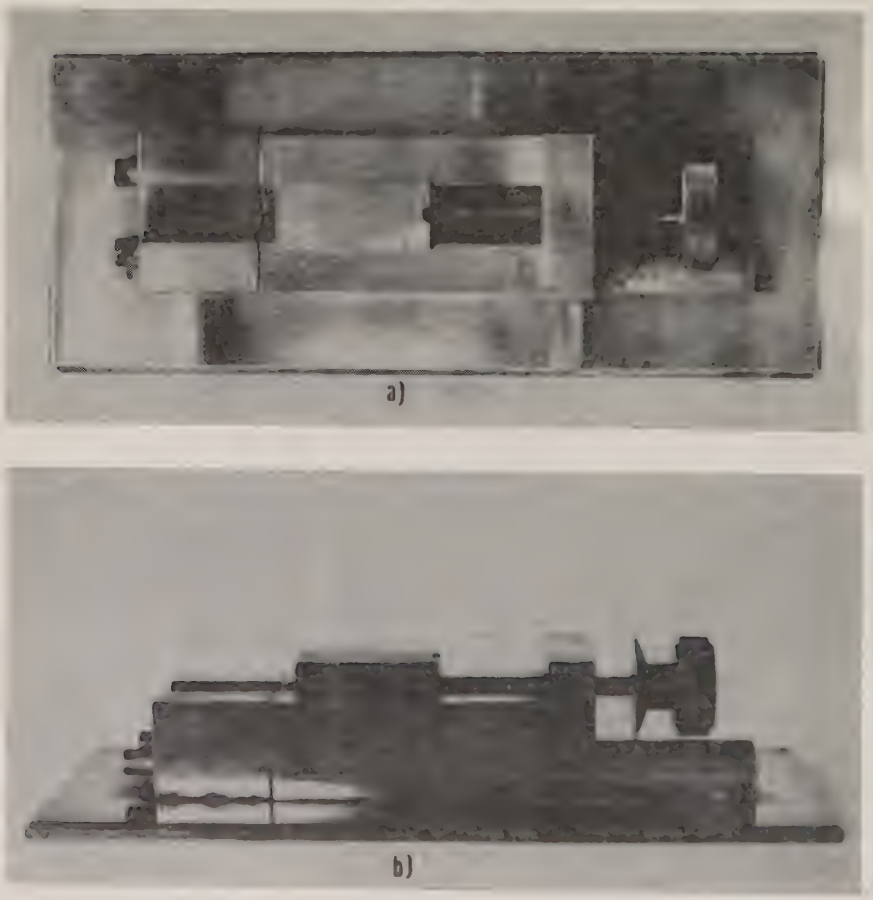

Abb. 4: Gerät zum Schneiden von Knorpelstücken mit Hilfe eines Rasiermessers. Zunächst werden zylinderförmige Knorpelstücke mit einem Hohlbohrer herausgedreht und anschließend mit dem oben abgebildeten Gerät (a) Ansicht von oben, b) Ansicht von der Seite) auf die geforderte Länge zugeschnitten. Die Knorpelproben werden in die Rinne gelegt. An der rechten Rändelschraube läßt sich die Länge (Höhe h) einstellen. Je nach Dicke der Rasierklinge kann der Spalt links am Gerät geändert werden.

3. UNTERSUCHUNGSVERFAHREN

Die geometrisch definierten Knorpelstücke K wurden mit verschiedenen Verfahren mechanisch untersucht. Eine Reihe dynamischer Versuche erfolgte im flüßigen Milieu in horizontaler Beanspruchungsrichtung mit einer selbstgebauten Einspannvorrichtung am Dynatron nach Meskat, Rosenberg und Hoffmann. Die statischen Versuche wurden mit einer neu entwickelten Prüfvorrichtung im flüßigen Milieu (0,9%ige NaCl) und vertikaler Anordnung der Druckstempel ausgeführt. Abb. 5 zeigt die Druckvorrichtung mit vertikaler Anordnung der Druckstempel für die elektronische Materialprüfmaschine vom Typ UN 1434 der Fa. Zwick & Co, Einsingen bei Ulm. Auf den unteren Stempel wurde das Gefäß G mit dem geometrisch definierten Knorpel K aufgesetzt. Durch Bewegung des unteren Stempels kann der Knorpel um einen definierten Betrag mit einer bestimmten Deformationsgeschwindigkeit (Kompressionsgeschwindigkeit) komprimiert werden. Während dieser deformationsbedingten Druckaufprägung wurde der zeitliche Verlauf des Druckes mit Hilfe eines Schreibers registriert. Die Auflageflächen der Stempel waren glatt, so daß eine Schädigung des Knorpelzylinders an den Kompressionsflächen weitestgehend verhindert wurde.

Zusätzlich wurde noch eine andere Versuchsvorrichtung mit horizontaler Anordnung der Druckstempel für das Dynatron nach Meskat, Rosenberg und Hoffmann (Fa. Wolpert, Ludwigshafen/Rh.) gewählt (Abb. 6).
Der Knorpel wurde zwischen den Platten D_1 und D_2, deren Oberflächen glatt waren, durch zwei Stützdrähte gehalten. Mit der Versuchsanordnung gemäß Abb. 6 können unabhängig voneinander oder gleichzeitig von der rechten Seite aus (Platte D_2) lineare Druckverformungen $\Delta h(t) = c \cdot t$ und von der linken Seite aus (Platte D_1) sinusförmige Deformationen $M(t) = \sin bt$, ausgeübt werden.
Der zeitliche Verlauf der Kraft P, die von beiden Funktionen $M(t) = \alpha \cdot \sin bt$ abhängig ist, wurde über die Kraftmeßdose der Platte D_2 mit Hilfe eines Schreibers kontinuierlich

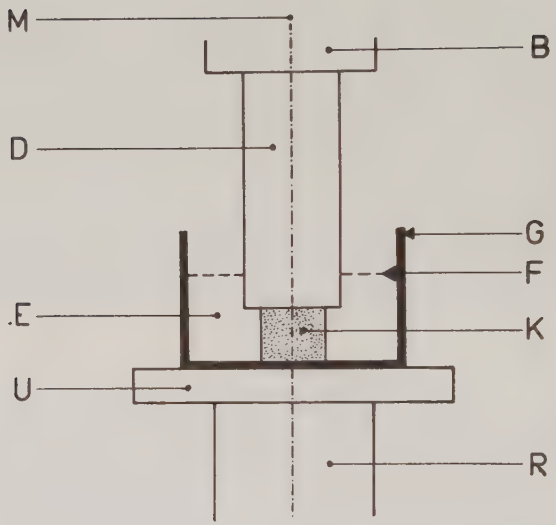

Abb. 5: Schematische Darstellung der Druckvorrichtung mit vertikaler Anordnung der Druckstempel (für die Universalprüfmaschine UN 1434 der Fa. Zwick & Co, Einsingen bei Ulm) für gewebsmechanische "in vitro"-Versuche an zylinderförmigen Probestücken aus dem Rippenknorpel vom Rind im flüßigen Milieu (physiologische Kochsalzlösung).

B = Schraube zur Verbindung des oberen Stempels mit dem Gerät; G = Gefäß; F = Flüßigkeitsspiegel; K = Knorpelzylinder; R = Stützsäule; U = untere Druckplatte (Stempel); E = 0,9%ige Kochsalzlösung; D = obere Druckplatte (Stempel); M = mechanische Achse des Systems.

registriert. Die Aufnahme der Diagramme erfolgte unter zeitlichem Papiervorschub mit definierten Vorschubgeschwindigkeiten (Registrierpapiervorschubgeschwindigkeiten v_t). Die Versuche wurden bei Raumtemperatur (ca. 25 °C) vorgenommen. Es muß darauf geachtet werden, daß die Untersuchungen in schädigungsfreien Kraft- bzw. Stauchungsbereichen unter Berücksichtigung der rheologischen Eigenschaften vorgenommen werden (FUNG 1973; FLÜGGE 1967; JÄGER 1970).
Um das Probegewebe vor Austrocknung zu schützen wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet. Mit fixierenden oder chemisch aggressiven Substanzen, die die mechanischen Eigenschaften des Knorpels beeinflussen könnten, kam das Gewebe nicht in Berührung (CARNES 1972; FRICK 1976; MATTHEWS 1975; PETRUSKA 1972).
Da der hyaline Knorpel im Vergleich mit parenchymatösen Organen gegen postmortale Veränderungen lange resistent ist, und die zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht mehr funktionsfähigen Knorpelzellen keinen wesentlichen Beitrag zur Festigkeit liefern, dürften die Versuche den "in vivo"-Verhältnissen entsprechen.

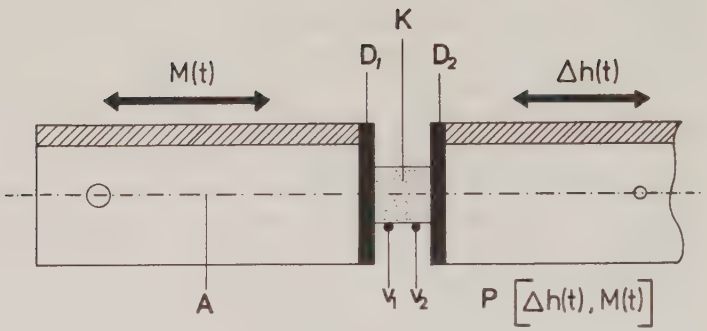

Abb. 6: Skizze der Druckvorrichtung mit horizontaler Anordnung der Druckstempel für das Dynatron nach Meskat, Rosenberg und Hoffmann zur Untersuchung zylinderförmiger Probestücke aus hyalinem Knorpel im flüßigen Milieu (0,9%ige Kochsalzlösung). Das Gefäß ist nicht eingezeichnet.

K = Knorpelzylinder; D_2 = rechte Kompressionsplatte, mit der die lineare Deformations-Zeit Funktion $\Delta h(t) = c \cdot t$ vorgegeben werden kann; v_1, v_2 = Unterstützungsdrähte, die das Herabfallen des Knorpelstückes verhindern wenn sich die Druckplatten (D_1, D_2) in einem übergroßen Abstand befinden; A = mechanische Achse; D_1 = linke Kompressionsplatte, mit der man die sinusförmige Deformations-Zeit Funktion $M(t) = a \cdot \sin bt$ auf den Knorpel ausübt; P = Kraft bzw. Spannung. Die Bezeichnung rechts unten gibt an, daß die Kraft P von der linearen und sinusförmigen Deformations-Zeit Funktion abhängig ist.

4. EINZELVERSUCHE

Die experimentellen Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften des hyalinen Knorpels wurden in zwei Teilen vorgenommen. Der I. Teil umfaßt 70 Einzelversuche, der II. eine statistische Reihenuntersuchung nach einem festen Versuchsprogramm. In den Einzelversuchen konnten wir eine Reihe mechanischer Zusammenhänge beobachten, in Form gewebsmechanischer Kurven darstellen und qualitativ beschreiben. Aus den Reihenversuchen des II. Teils unserer experimentellen Arbeiten haben wir nach dem Ausmessen und der statistischen Verarbeitung quantitative Kennwerte zur Knorpelmechanik erhalten.

Die Einzelversuche wurden unter verschiedenen Bedingungen und Variation der beeinflussenden Größen - z. B. mechanische Vorgeschichte (stress-stain history, mechanical history) und Beanspruchungsgeschwindigkeit - vorgenommen. Die historheologischen Phasen I. mechanische Vorgeschichte, II. transientes Verhalten (Übergangsverhalten), III. steady state (Gleichmaßverhalten) und IV. Reversion (Tendenz zur zeitabhängigen Rückkehr in den ursprünglichen Zustand, „Rekonditionierung") wurden beobachtet.

Folgende Eigenschaften wurden unter Variation der beeinflussenden Parameter untersucht:

statische Relaxation (zeitabhängige Spannungsabnahme)

statischer Kraftrückgewinn (mechanische Erholung, inverse Relaxation)

statische Sekundärrelaxation (Relaxation nach vorausgegangener isorheologischer Linie oder vorausgegangenem Kraftrückgewinn)

Retardation (zeitabhängige Deformation unter konstanter Druckkraft oder -spannung)

dynamische Beanspruchung

mechanisches Verhalten des Knorpels unter UV-Bestrahlung

Die Abbildung zeigt das Kraft-Zeit Verhalten (Spannungs-Zeit Verhalten) auf den Querschnitt bezogen $\sigma_n = P/A_o$ eines zylinderförmigen Probestückes aus dem Rippenknorpel vom Rind unter konstanter periodischer Beanspruchung mit konstanter Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit sowie regelmäßig zwischengeschalteten Pausen (Relaxationen).

Wird der Knorpel unter konstanter Längenänderungsgeschwindigkeit (Kompressionsgeschwindigkeit) um einen bestimmten Kraftbetrag zusammengedrückt, so registriert man ein überlineares Kraft- bzw. Spannungs-Zeit Verhalten, das allmählich in ein fast lineares übergeht (Kraft-Zeit Diagramm = P-t D).

Beim Erreichen eines bestimmten Kraftbetrages, der im schädigungsfreien Bereich liegt und der gleichzeitig die obere Kraftgrenze darstellt, wird die Deformation für ein bestimmtes Zeitintervall konstant gehalten (isometrische Bedingung). Die Kraft bzw. Spannung verringert sich in Abhängigkeit von der Zeit, eine Erscheinung, die als Relaxation bezeichnet wird.

Die Relaxation ist definiert als das Nachlassen der Kraft bzw. Spannung in zeitlicher Abhängigkeit unter konstant gehaltener Deformation (isometrische Bedingung) nach unmittelbar vorausgegangener Belastung oder geringer Teilentlastung (GROSS, ARNOLD, HARTUNG, 1974).

Die abgebildeten Kurven ermöglichen die Bestimmung der Relaxationsdauer sowie der Relaxationsanfangs- und Endpunkte (Relaxationseckpunkte). Die auf die Relaxationsdauer bezogene Kraft- bzw. Spannungsdifferenz (Abfall) wird als Relaxations-Kraft-Zeit Wert (RKZW) oder als Relaxations-Spannungs-Zeit Wert (RSZW) bezeichnet.

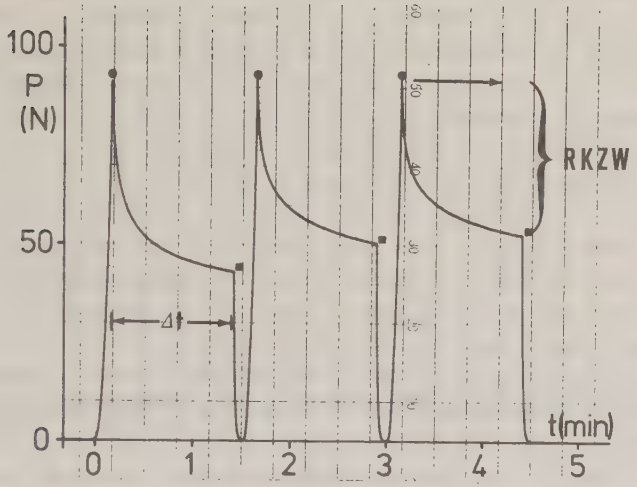

Abb. 7: Zyklische (periodische) Druckbelastungen unter konstanter Verformungsgeschwindigkeit in Achsenlängsrichtung des Knorpelprobezylinders (konstante Längenänderungsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$) mit regelmäßig zwischengeschalteten Pausen nach vorausgehender Kompression und jeweils folgender Dekompression. Rippenknorpel vom Rind; zylinderförmiges Probestück; Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 3,2 mm/min; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; 0,9%iges NaCl-Bad.

Auf der Ordinate steht die Kraft P in Newton, auf der Abzisse die Zeit t in Minuten. Die Relaxationsanfangspunkte sind mit schwarzen Punkten markiert worden, die Relaxationsendpunkte mit schwarzen Quadraten. Dem dargestelltem Diagramm waren ähnliche Beanspruchungen vorausgegangen mit einer Pause von einigen Minuten in vollständiger Entlastung unmittelbar vor dem O-Punkt der Zeitachse (zeitliche Spannungs-Dehnungs Vorgeschichte).

Wird der Knorpel um einen bestimmten Betrag innerhalb des mechanisch schädigungsfreien Bereiches uniaxial zusammengedrückt (komprimiert) und unmittelbar anschließend die Deformation (Stauchung, Verformung, Zusammendrückung) in Beanspruchungsrichtung konstant gehalten, so ist ein zeitabhängiges Nachlassen der Kraft, oder auf den Initialquerschnitt bezogen der Nominalspannung, zu beobachten. Diese Erscheinung wird als Relaxation oder Spannungsrelaxation bezeichnet (Abb. 8). Es handelt sich um eine anfangs schnell und dann allmählich langsamer abklingende Kurve. Die Form dieser Kurve ist von vielen Faktoren abhängig: Mechanische Vorgeschichte (stress-strain history), chemisches Milieu, Lebensalter, Knorpelart, Beanspruchungsrichtung, Deformationsgeschwindigkeit, Kraft- bzw. Spannungsniveau, Temperatur und Relaxationsanfangsspannung. Wird das Knorpelstück nach der Relaxation bis auf eine bestimmte Restspannung dekomprimiert und seine Länge (Höhe h) erneut konstant gehalten, so beobachtet man eine Zunahme der Kraft bzw. Spannung (Abb. 8). Eine solche Kraft- bzw. Spannungszunahme nach teilweiser Dekompression wird als „stress recovery" (FUKAYA et al., 1968), „mechanische Erholungseigenschaft" (ARNOLD u. WORTHMANN, 1972) oder Spannungsrückgewinn bzw. Kraftrückgewinn nach Entlastung bezeichnet. Dieser Kraftrückgewinn wird als Kraftrückgewinnkurve registriert. Die Kraftrückgewinndauer beginnt im Kraftrückgewinnanfangspunkt und endet im Kraftrückgewinnendpunkt.

Der Kraftrückgewinn-Zeit Wert (KRZW) ist der Kraftbetrag (die Kraftdifferenz ΔP), um den die Kraft während des Kraftrückgewinnes nach einer bestimmten Zeitspanne (Zeitdifferenz Δt) von der Zeitkoordinate des Kraftrückgewinnanfangspunktes an gemessen zunimmt (Abb. 8). Die Kurven auf Abb. 7 und Abb. 8 zeigen, daß die Relaxations-Kraft-Zeit Werte (RKZW) und Kraftrückgewinn-Zeit Werte (KRZW) von verschiedenen Faktoren abhängig sind. Meistens nähern sich Relaxation und Kraftrückgewinn asymptotisch einem Grenzwert, der geometrisch eine Parallele zur Zeitachse darstellt (Abb. 8).

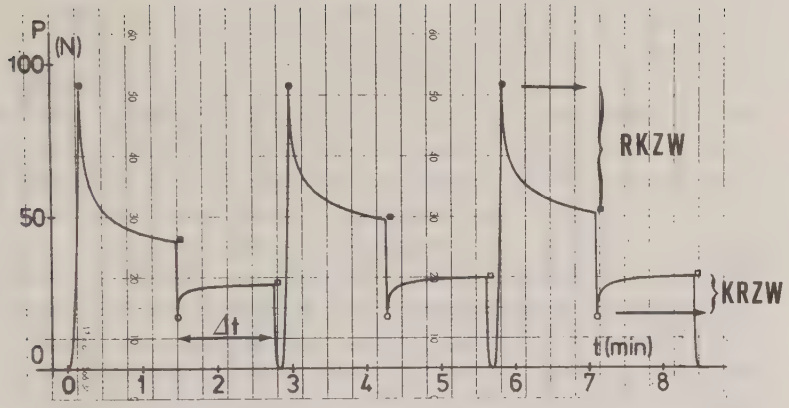

Abb. 8: Zyklische Beanspruchungen eines Knorpelzylinders mit regelmäßig zwischengeschalteten Relaxationen und Kraftrückgewinnen nach vorausgehender Kompression und jeweils folgender vollständiger Dekompression.

Rippenknorpel vom Rind; zylinderförmiges Probestück; Durchmesser 2r = 6,1 mm; Höhe h = 6,1 mm; Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 3,2 mm/min; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; Raumtemperatur; 0,9%iges NaCl-Bad.

● Relaxationsanfangspunkt; ■ Relaxationsendpunkt (Relaxationseckpunkt); o Kraftrückgewinnanfangspunkt; □ Kraftrückgewinnendpunkt (Kraftrückgewinneckpunkt); RKZW = Relaxations-Kraft-Zeit Wert; KRZW = Kraftrückgewinn-Zeit Wert.

Der Knorpelzylinder wurde mit einer konstanten Geschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 0,5 mm/min (Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit) in axialer Richtung bis auf 180 N komprimiert und unmittelbar danach zyklisch beansprucht. Der Vorgang wurde nach teilweiser Dekompression unterbrochen, der Plattenabstand und somit auch die Knorpellänge (Knorpelhöhe h) konstant gehalten (isometrische Bedingung). Wir beobachten einen minimalen Kraftanstieg in Form einer Kraftrückgewinnkurve (inverse Relaxation bzw. mechanische Erholung), die dann kontinuierlich in einen Kraftabfall übergeht (durch Pfeil gekennzeichnet), ein Phänomen, das als „sekundäre Relaxation" bezeichnet wird. Die Form der Kraftrückgewinnkurve ist abhängig von der Dekompressionshöhe und dem Kraftbereich, in dem sich die teilweise Dekompression abspielt. Im oberen Kraftbereich ist die Kraftrückgewinnkurve nach Dekompression gering und geht immer in eine „sekundäre Relaxation" über.

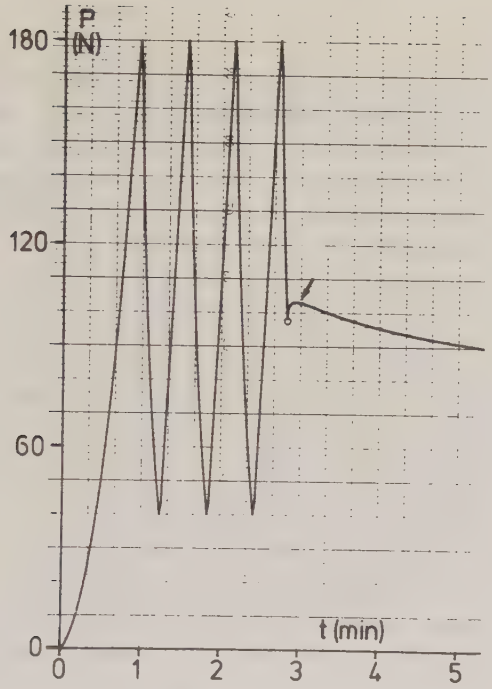

Abb. 9: Periodische Kompressionen und Dekompressionen unter konstanter Deformationsgeschwindigkeit. Die erste Beanspruchung beginnt im Nullpunkt. Bei den Entlastungen handelt es sich um Teildekompressionen. Rippenknorpel vom Rind; Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 0,5 mm/min; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; 0,9%iges NaCl-Bad; Raumtemperatur. Auf der Ordinate steht die Kraft P in Newton, auf der Abzisse die Zeit t in Minuten. Das Ende der Teildekompression und Beginn der Kraftrückgewinnkurve ist mit einem kleinen schwarzen Kreis markiert. Der Pfeil zeigt ungefähr auf die Stelle, an der die Sekundärrelaxation beginnt. Hier geht die Kraftrückgewinnkurve kontinuierlich in eine Sekundärrelaxation über. Mechanische Vorgeschichte : Ähnliche Belastungen waren unmittelbar vorausgegangen. Das Gewebe befindet sich annähernd im viscoelastischen Gleichgewichtszustand (steady state).

Wird ein Knorpelstück (Abb. 10) belastet, von U_1 an entlastet und dann von U_2 an die Länge (Höhe h) konstant gehalten, wobei nun die Kraft als Funktion der Zeit registriert wird, so läßt sich ein Kraftanstieg in zeitlicher Abhängigkeit beobachten, der als Kraftrückgewinn bzw. Spannungsrückgewinn oder mechanische Erholung bezeichnet wird.

Abb. 10 zeigt einen Druckversuch, bei dem ein Knorpelzylinder bis auf etwa 80 N belastet und dann gleich auf etwa 20 N entlastet wurde. Nach der Entlastung auf 20 N wurde der Abstand der Druckplatten und damit die axiale Deformation der Knorpelprobe konstant gehalten. Wir beobachten eine niedrige Kraftrückgewinnkurve, die allmählich in eine sehr flache sekundäre Relaxation übergeht. Nach einer Pause von etwa 80 sec wurde der Knorpel wieder bis auf 80 N belastet und unmittelbar anschließend auf die gleiche Kraft von 20 N entlastet und nun die axiale Deformation des Knorpelstückes wieder konstant gehalten. Wir sehen anfangs einen Kraftanstieg, der in eine annähernd gerade Linie parallel zur Zeitachse übergeht und als isorheologische Linie bezeichnet wird (im Diagramm zwischen den zwei Pfeilen), Nach ARNOLD, GROSS und HARTUNG (1976) entsteht die isorheologische Linie dann, wenn bei rheologischen Vorgängen die viskoelastischen Widerstandskräfte und die äußere Verformungskraft entgegengesetzte Richtung bei gleich hohen Beträgen über ein endliches Zeitintervall aufweisen.

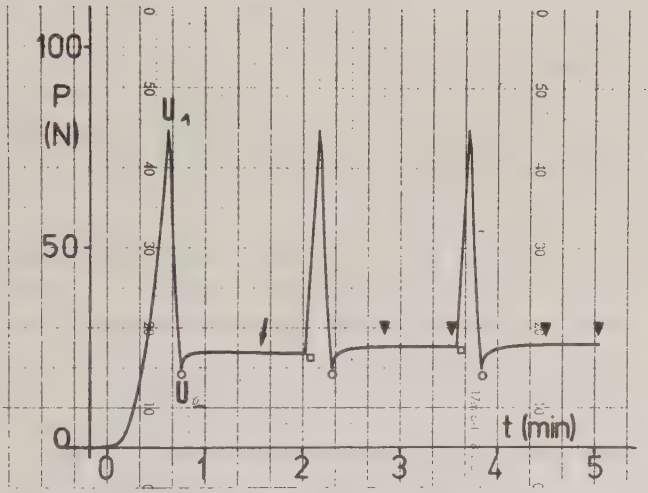

Abb. 10: Kompressionsversuch an einem zylinderförmigen Knorpelstück von der Rippe eines Rindes.

Nach mehreren Vorbelastungen im schädigungsfreien Bereich und 3 Minuten völliger Entspannung (mechanische Vorgeschichte) erfolgte die abgebildete Aufzeichnung eines historheologischen Versuches an dem Knorpelstück. Das Diagramm zeigt Be- und Entlastungen sowie Kraftrückgewinnkurven. Die ursprüngliche Höhe der Gewebsprobe betrug 6,1 mm, der anfängliche Durchmesser 6,1 mm. Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 0,8 mm/min; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; Raumtemperatur; 0,9%iges NaCl-Bad; Abszisse Zeit t (min); Ordinate Kraft P (N).

Abb. 11 zeigt einen gewebsmechanischen Versuch, bei dem nach Belastung von O N auf ca. 75 Newton Relaxation, Teilentlastung und Kraftrückgewinn gleichmäßig aufeinander folgen.

Die Kurvencharakteristik ist auch hier deutlich zu erkennen: nach einem unteren flachen Teil folgt ein steiler Anstieg des Kraft-Zeit Diagrammes. Nach Verformung und anschließend konstant gehaltener Deformation der Höhe h fällt die Kraft in Form einer Relaxationskurve ab. Bei Teilentlastung und erneut konstant gehaltener Länge (Höhe h) nimmt die Kraft zu (Kraftrückgewinn). Bei einer mechanischen Beanspruchung gemäß Abb. 5 geht die Kraftrückgewinnkurve in eine Sekundärrelaxation über (die Übergangsstrecke ist mit einem Pfeil markiert). Außerdem ist ersichtlich, daß mit zunehmender Anzahl der Belastungs- und Entlastungszyklen die Relaxationskurven allmählich flacher und die Kraftrückgewinnkurven allmählich steiler werden (transierter Vorgang), um sich dann einer konstanten Form zu nähern (STEADY STATE, viskoelastisches Gleichmaßverhalten).

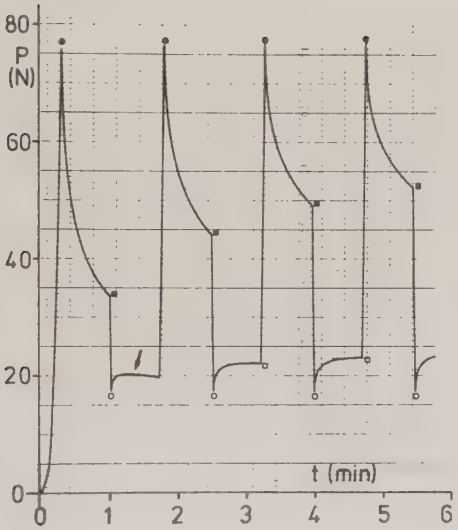

Abb. 11: Periodische Belastungen mit Relaxations- und Kraftrückgewinndiagrammen vom hyalinen Knorpel. Rippenknorpel vom Rind; zylinderförmig; Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1mm; Kompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L} = v_{\Delta h}$ = 3,2 mm/min; Papiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; Raumtemperatur; 0,9%iges NaCl-Bad; ● Relaxationsanfangspunkt; ■ Relaxationseckpunkt; o Kraftrückgewinnanfangspunkt; ▫ Kraftrückgewinneckpunkt.

Die Abbildung zeigt das Verhalten der Druckkraft während der Deformation eines Gewebszylinders aus dem Rippenknorpel vom Rind, der mit konstanter Geschwindigkeit zusammengedrückt wurde.

Das zylinderförmige Knorpelstück wurde unter konstanter Längenänderungsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ zusammengedrückt, wobei ein überlineares Kraft-Zeit Verhalten, das allmählich in ein fast lineares überging, registriert wurde (0 bis 1).
Im Intervall zwischen den Zeitpunkten 1 und 2 wird die Verformung (Deformation) konstant gehalten (isometrische Bedingung), wobei ein Abfall der Kraft- bzw. Spannungs-Zeit Funktion in Form einer Relaxation beobachtet wurde.
Zwischen 2 und 3 wird die Deformation (Verformung) durch eine geringe Teilentlastung verringert. Die Kraft bzw. Spannung fällt steil ab.
Im Zeitpunkt 3 wird die Verformung erneut konstant gehalten bis zum Zeitpunkt 4, wobei ein geringer Kraftanstieg in Form einer Kraftrückgewinnkurve, der dann in einen Kraftabfall übergeht („sekundäre Relaxation", mit Pfeil angedeutet) registriert wurde.
Zwischen 4 und 5 steigt die Kraft als lineare Kraft-Zeit Sollkurve im geschlossenen Regelkreis fast gradlinig an, während die nicht abgebildete Deformations-Zeit Istkurve anfangs bogenförmig und dann allmählich fast gradlinig verläuft.
Zwischen 5 und 6 wird die Kraft mit Hilfe eines geschlossenen Regelkreissystems (isotonische Bedingung) auf Kosten einer zunehmenden Deformation (Retardation) konstant gehalten.
Vom Zeitpunkt 6 an wird der geschlossene Regelkreis unterbrochen und die Deformation bis 7 konstant gehalten. Die Kraft fällt als Relaxationskurve ab. Nach völliger Dekompression (Entlastung) ist ein dem Belastungsbereich entsprechendes, nicht lineares Entlastungs-Zeit Verhalten im unteren Kraftbereich festzustellen.

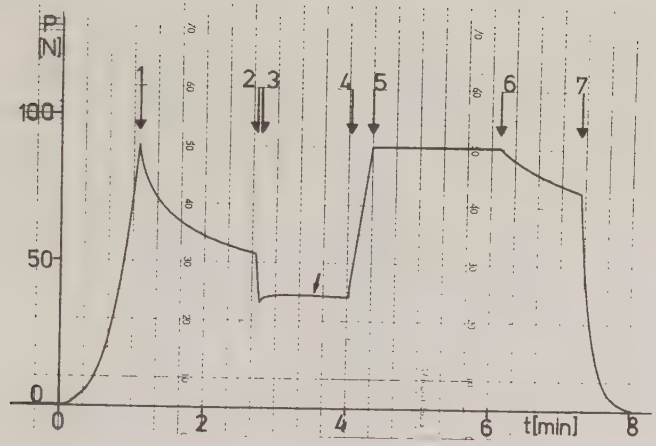

Abb. 12: Untersuchung eines Knorpelzylinders aus dem Rippenknorpel vom Rind im geschlossenen Regelkreis („closed loop") unter konstanter Deformation (isometrische Bedingung) und konstanter Spannung bzw. Kraft (isotonische Bedingung). Höhe (Länge) des Knorpelzylinders h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; Kompressionsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 1 mm/min; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 30 mm/min; 0,9%iges NaCl-Bad; Raumtemperatur.

Bei Versuchen gemäß Abb. 13 wurden Probezylinder aus dem Rippenknorpel vom Rind zwischen den Kompressionsplatten D_1 und D_2 bestimmten Deformationsbeanspruchungen ausgesetzt. Mit vorgegebenen sinusförmigen Bewegungen der linken Platte kann der Knorpel in Form einer erzwungenen langsamen mechanischen Schwingung deformiert werden. Diese erzwungene Schwingung ist eine sinusförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion, die symbolisch mit M(t) bezeichnet wurde („input function", Sollfunktion, „Störfunktion"). Unabhängig von dieser Sinusfunktion läßt sich der Knorpel (Abb. 6) gleichzeitig mit der rechten Platte (D_2) in Form einer linearen Weg-Zeit Eingangsfunktion, deren Geschwindigkeit jeweils konstant ist, zusammendrücken. Diese lineare Eingangsfunktion $\Delta h(t)$ wird auch lineare Sollfunktion genannt.

Man kann eine der Sollfunktionen oder beide gleichzeitig vorgeben und erhält als Istfunktion (Ausgangsfunktion) eine Kraft-Zeit Kurve, die mit einer Kraftmeßdose über die Platte D_2 gemessen wird. Auf Abb. 13 ist die Kraft-Zeit Ausgangsfunktion eines Knorpelzylinders, auf den gleichzeitig lineare und sinusförmige Deformationen ausgeübt wurden, dargestellt. Dabei ist deutlich zu erkennen, daß die Kraftamplituden, deren Scheitel mit schwarzen Dreiecken gekennzeichnet sind, sich anfangs schrittweise überproportional stark vergrößern.

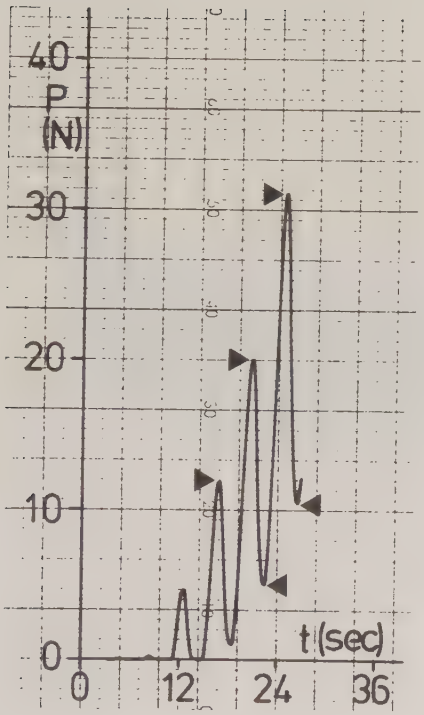

Abb. 13: Kompressionsdiagramm eines Probezylinders aus dem Rippenknorpel vom Rind. Zylinderförmiges Gewebestück; Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; 0,9%ige NaCl-Lösung; Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit v_t = 25 mm/min; Raumtemperatur. Auf der Abszisse steht die Zeit t in Sekunden, auf der Ordinate die Kraft P in Newton. Die lineare Deformationsgeschwindigkeit (Zusammendrückungsgeschwindigkeit) betrug $v_{\Delta h}$ = 4 mm/min. Der linearen Eingangsfunktion wurde eine zweite, sinusförmige Eingangsfunktion (M(t)) überlagert, die eine zyklische Zusammendrückung des Knorpelstückes bewirkt.

Abb. 14 zeigt ein Kompressionsdiagramm eines zylinderförmigen Probestückes aus dem Rippenknorpel vom Rind unter dynamischer Deformation nach anfänglicher, einmaliger statischer Verformung.

Der Knorpel wurde zunächst durch die Bewegung der rechten Druckplatte nach links (gemäß Abb. 6) mit einer konstanten Deformationsgeschwindigkeit von 38,5 mm/min bis zum Zeitpunkt A gleichmäßig deformiert. Im Zeitpunkt A wurde die Platte D_2 festgestellt und damit die statische Druckverformung konstant gehalten, während gleichzeitig die sinusförmige Weg-Zeit Deformation der linken Platte (D_1) eingeschaltet wurde. Die Kraft-Zeit Kurve nimmt unter gleichmäßigen sinusförmigen Deformationen in Form einer oberen und unteren Scheitelabfallerscheinung ab. Dabei ist die obere Scheitelabfallerscheinung deutlicher ausgeprägt als die untere; die Amplitude nimmt bei den ersten Deformationskomplexen deutlich ab.

Vom Zeitpunkt UV an wurde nach Entfernung des mit 0,9%iger NaCl-Lösung gefüllten Gefäßes der Knorpel bis zum Zeitpunkt E einer UV-Bestrahlung ausgesetzt. Vom vierten Kraftscheitel von E an ist ein geringer oberer und unterer Scheitelabfall zu beobachten.

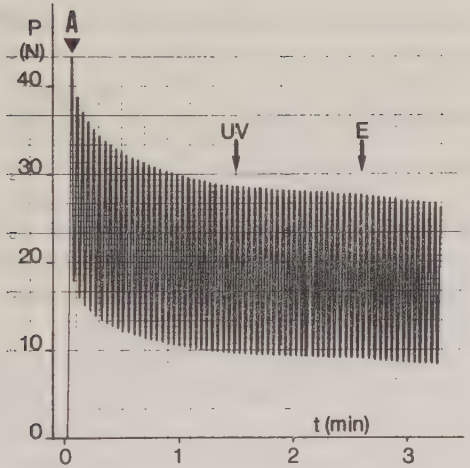

Abb. 14: Dynamische Relaxation einer Gewebsprobe aus dem Rippenknorpel vom Rind. Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; Deformationsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 38,5 mm/min; Raumtemperatur; Auf der Abszisse ist die Zeit t in Minuten abgetragen bei einer Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit von v_t = 50 mm/min. Der Hub H der sinusförmigen Wegbeanspruchung betrug 0,5 mm und die Deformationsgeschwindigkeit der linearen Eingangsfunktion $v_{\Delta L}$ = 38,5 mm/min, während der Relaxationsphase (vom mit Pfeil A bezeichneten Pfeil an) 0 mm/min. Nach Entfernung des mit Flüßigkeit gefüllten Gefäßes (Küvette) wurde der Knorpel mit UV-Licht vom Zeitpunkt UV bis zum Zeitpunkt E bestrahlt.

5. STATISTISCHER TEIL AUFGRUND VON REIHENVERSUCHEN

5.1. Untersuchungsmaterial und Untersuchungsverfahren

Aus dem Knorpel der 3. und 4. Rippe vom Rind wurden in etwa 2 cm Abstand vom Sternalrand in anterior-posteriorer Richtung im zentralen Bereich der Cartilago costalis Knorpelzylinder entnommen. Insgesamt wurden 95 Proben von 20 Tieren verschiedenen Alters untersucht. Von der Hauptversuchsreihe wurden 44 gewebsmechanische Kurven statistisch ausgewertet.

Folgende Bedingungen lagen vor:

1. Geometrie der Knorpelproben (Höhe h = 6,1 mm; Durchmesser 2r = 6,1 mm; glatte Oberflächen des Knorpelzylinders).
2. Raumtemperatur von ca. 25 ^{o}C.
3. physiologisches Kochsalzbad (0,9%ige NaCl).
4. vorgegebene Kompressions-Längenänderungsgeschwindigkeit 0,8 mm/min.
5. maximale Kraft- bzw. Spannungsgrenze 180 N.
6. Teildekompression bis 40 N.
7. Relaxationsdauer ca. 180 sec.
8. Kraftrückgewinndauer ca. 180 sec.
9. Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit 30 mm/min.

Mit Hilfe einer Intervallautomatik konnten die Kraft- bzw. Spannungsgrenzen der Kompressions- und Dekompressionszyklen sowie die Intervalle der Relaxations- und Kraftrückgewinnkurven eingestellt werden.

5.2. Versuchsablauf (Ablauf des standardisierten Versuchsprogrammes)

Unter Verwendung der auf Abb. 5 dargestellten Druckvorrichtung einer elektronischen Universalprüfmaschine (Zwick) wurden die auf Abb. 1 definierten Knorpelzylinder in Form eines biomechanischen Mehrstufentestes rheologisch untersucht.

Der Knorpelzylinder wurde (Pfeil A auf Abb. 15) unter einer konstanten Längenänderungsgeschwindigkeit (Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit) $v_{\Delta L}$ = 0,8 mm/min bis auf 180 N (obere Kraftgrenze) zusammengedrückt. Unmittelbar danach wurde er bis auf 40 N (untere Kraftgrenze) dekomprimiert (Teildekompression, Teilentlastung) und wieder bis 180 N komprimiert (Belastung). Dieser Vorgang wurde periodisch wiederholt. Die Zahlen (1, 2, ... 10, 11) auf Abb. 15 zeigen den Verlauf der Beanspruchungskomplexe, wobei mit a der Kompressionsschenkel und mit b der Dekompressionsschenkel der einzelnen Komplexe bezeichnet worden ist. Nach der 11. Kompression erfolgte die völlige Dekompression (bis Pfeil B).

In der A - B Phase wurden gleichmäßige periodische Druckkraftbeanspruchungen auf das Knorpelstück ausgeübt.

Unmittelbar nach der mit B gekennzeichneten vollständigen Dekompression (Pfeil B) wurde der Knorpel wieder bis auf 180 N komprimiert und anschließend völlig dekomprimiert (bis Pfeil C).

Die B - C Phase bedeutet also maximale Kompression mit anschließender vollständiger Dekompression.

Im Anschluß daran wurde der Knorpel wieder bis auf 180 N zusammengedrückt und die erreichte Spannung für ca. 180 sec konstant gehalten, wobei die Kompressionskraft nachgab (siehe dazu die Kurvenverläufe I_R - V_R in den Abschnitten zwischen C und D auf Abb. 15). Nach dieser 180 sec dauernden Entspannung erfolgte eine Teildekompression bis auf 40 N

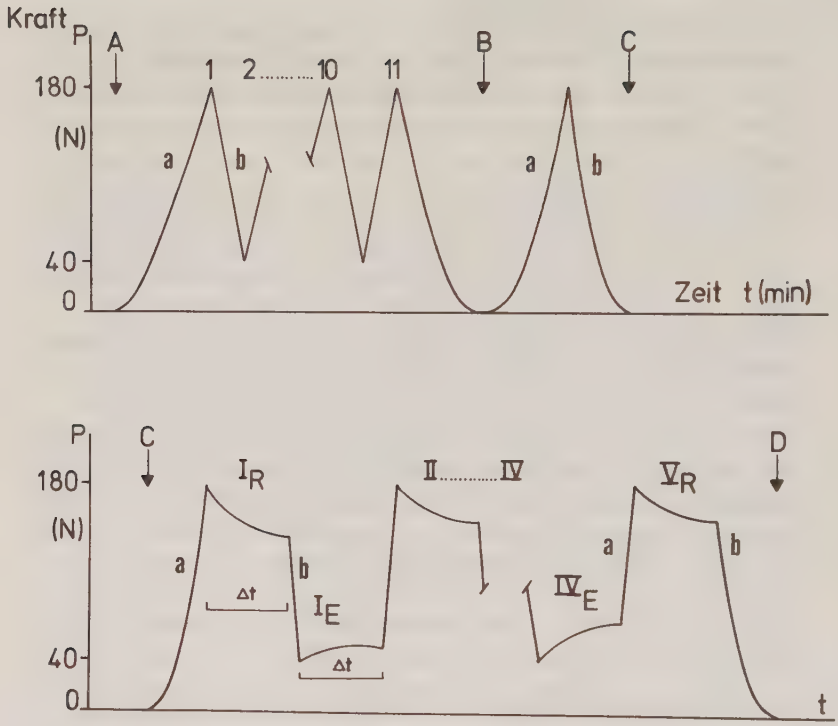

Abb. 15: Schematische Darstellung des standardisierten Versuchsprogrammes in Form eines biomechanischen Mehrstufentestes. (1.Stufe: Phase A - B; 2.Stufe: Phase B - C; 3.Stufe: Phase C - D). Erklärung siehe Text.

und erneutes Konstanthalten der Stauchung für 180 sec, wobei die Dekompressionskraft zunahm. Es wurde ein Kraftrückgewinn, das der Relaxation entgegengesetzte Verhalten, beobachtet.

Die C - D Phase bedeutet also periodische Beanspruchungen (Deformationen) mit regelmäßig zwischengeschalteten Relaxationen und Kraftrückgewinnen.

5.3. Auswertung der gewebsmechanischen Diagramme

Wegen des zeitabhängigen Verhaltens des hyalinen Knorpels ist es bei gewebsmechanischen Versuchen oft sinnvoll, auf der Abszisse die Zeit zu registrieren. Die Zweckmäßigkeit der zeitlichen Kurvendarstellung ist in der Theorie elektrischer Netzwerke, der Regelkreislehre und Systemtheorie seit langem bekannt. - Alle Untersuchungen im Rahmen des vorgelegten Themas wurden mit Hilfe eines y-t Schreibers dokumentiert. Aus den registrierten Druckkraft-Zeit Diagrammen lassen sich unter der Voraussetzung, daß die Geometrie des Probekörpers und die Beanspruchungsgeschwindigkeit bekannt sind, alle wichtigen Kenngrößen und anderen gewebsmechanischen Kurven, z. B. Druckkraft-Verformungs oder Druckspannungs-Stauchungs Kurven, gewinnen. Die Methoden der Kurventransformationen sind im Anhang dargestellt worden.

Wenn die vorgegebene Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit (Längenänderungsgeschwindigkeit bezüglich der Längsachse des Knorpelprobestückes) konstant ist, läßt sich gemäß der Beziehung $v_{\Delta L} = \Delta L / \Delta t$ (Geschwindigkeit gleich Wegdifferenz durch Zeitintervall) das Druckkraft-Zeit Diagramm mit entsprechender Skalierung der Abszisse in ein Druckkraft-Zusammendrückungs Diagramm verwandeln. Unter den oben genannten Voraussetzungen ist leicht ein Druckspannungs-Stauchungs Diagramm zu gewinnen.

Abb. 16 zeigt die registrierten Kraft-Zeit Diagramme (bzw. Spannungs-Zeit Diagramme) des standardisierten Versuchsprogrammes. Auf der Ordinate steht die Kraft P in Newton, auf der Aszisse die Zeit t in Minuten. Bei den Kompressions- und Dekompressionsschenkeln der Kraft-Zeit Diagramme beobachtet man anfänglich im unteren Kraftbereich ein überlineares Kraft- bzw. Spannungs-Zeit Verhalten, das dann in ein fast lineares übergeht. Dies ist deutlich in den höheren Kraftbereichen zu beobachten.

Der annähernd lineare Teil der Kraft-Zeit Kurve ließ sich graphisch mit Hilfe der Tangente bestimmen. Sie wurde an der jeweiligen Kraftspitze beginnend mit einem Lineal festgelegt.

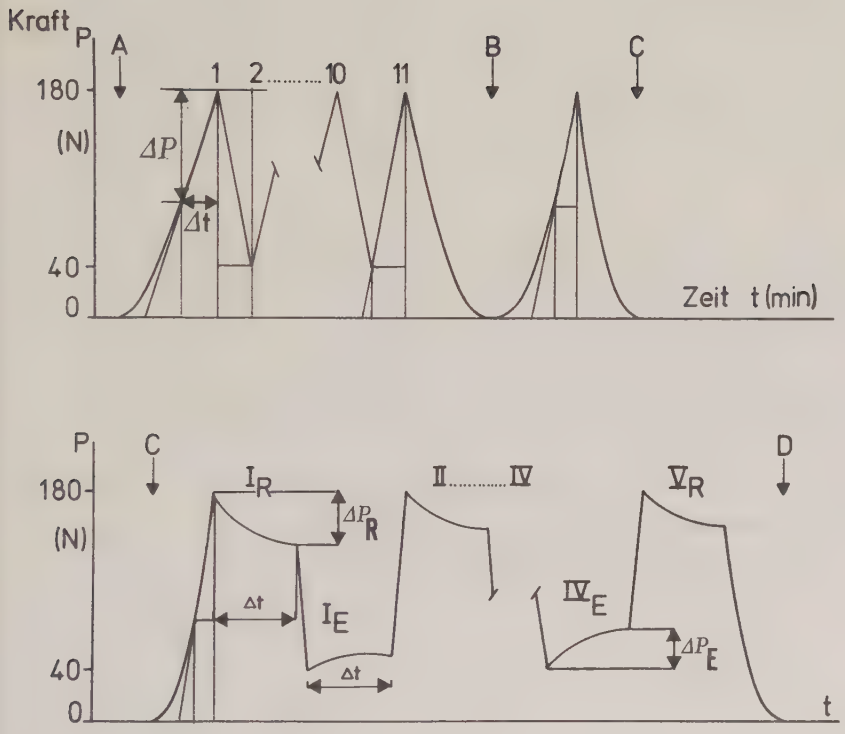

Abb. 16: Schematische Darstellung der Auswertung des standarisierten Versuchsprogrammes (Erläuterung siehe Text).

Ihre Steigung m_t ergibt sich aus der Division einer Ordinatendifferenz durch eine zugeordnete Abszissendifferenz. Um die Genauigkeit zu erhöhen wurden jeweils große Differenzen ausgemessen. Gemäß der einfachen Beziehung $m_t = \Delta P/\Delta t$ erhält man aus dem Quotienten $\Delta P/\Delta t$ den Zahlenwert m_t, der ein Maß für die Steigung des geradlinigen Teils der Kurve ist. Die so gewonnenen Werte wurden statistisch ausgewertet (Tab. Nr. 1 im Anhang).

Für den Phasenbereich C - D wurden zusätzlich die Kraftänderungen ΔP_R und ΔP_E ermittelt und statistisch ausgewertet. Dabei ist ΔP_R der Kraftabfall von 180 N auf die Kraft, die sich nach Δt = 180 sec bei konstant gehaltener Länge einstellt.

ΔP_E ist der Kraftanstieg von 40 N auf denjenigen Kraftbetrag, der sich nach Δt = 180 sec (Kraftrückgewinndauer) bei konstant gehaltener Länge (isometrische Bedingung) einstellt.

ΔP_R = Relaxations-Kraft-Zeit Wert (RKZW; Tab. Nr. 2)
ΔP_E = Kraftrückgewinn-Zeit Wert (KRZW; Tab. Nr. 3)
Δt = Relaxations- bzw. Kraftrückgewinndauer

5.4. Ergebnisse

Wird ein Knorpelzylinder mit konstanter Verformungsgeschwindigkeit um einen bestimmten Kraftbetrag uniaxial zusammengedrückt, so ist bei fortlaufender Registrierung der physikalisch relevanten Größen ein überlineares Kraft-Zeit oder auf den Querschnitt bezogen Spannungs-Zeit Verhalten festzustellen, das allmählich in einen fast geradlinigen Kurvenzug übergeht.

Wie bereits im Teil „Versuchsablauf" geschildert, wurden jeweils auf das Knorpelstück Druckbeanspruchungen ausgeübt; in der A - B Phase erfolgten gleichmäßig periodische, kraftbegrenzte Kompressionen und Dekompressionen mit anschließender vollständiger Dekompression, in der B - C Phase eine Kompression mit anschließender vollständiger Dekompression, in der C - D Phase periodische, kraftbegrenzte Kompressionen und Dekompressionen mit regelmäßig zwischengeschalteten Relaxationen und Kraftrückgewinnen.

In den oberen Kraftbereichen der registrierten P-t Diagramme ist der Gradient der Kurven fast konstant. Deshalb ist die Linearisierung dieses Kurventeils, die zur einfachen mathematischen Beschreibung in diesem Bereich führt, zulässig (siehe Auswertung der gewebsmechanischen Diagramme). Der Gradient im linearisierten Bereich ist damit gleich der Ableitung der Tangente.

$$\tan\alpha = m_t = \Delta P/\Delta t$$

Die so ermittelten Werte für die Tangens bzw. Steigung sind in Wertetabelle 1 im Teil „Anhang" dokumentiert.

Abb. 17 zeigt das Verhalten der Tangentensteigung der aufsteigenden Schenkel des standardisierten Versuchsprogrammes (P-t Diagramme). Auf der Ordinate steht die Tangentensteigung, auf der Abszisse die Anzahl der Belastungen. Aus Abb. 17 ist zu entnehmen, daß die Steigung im annähernd geradlinigen Teil der ersten Belastungskurve deutlich kleiner ist als die der folgenden.

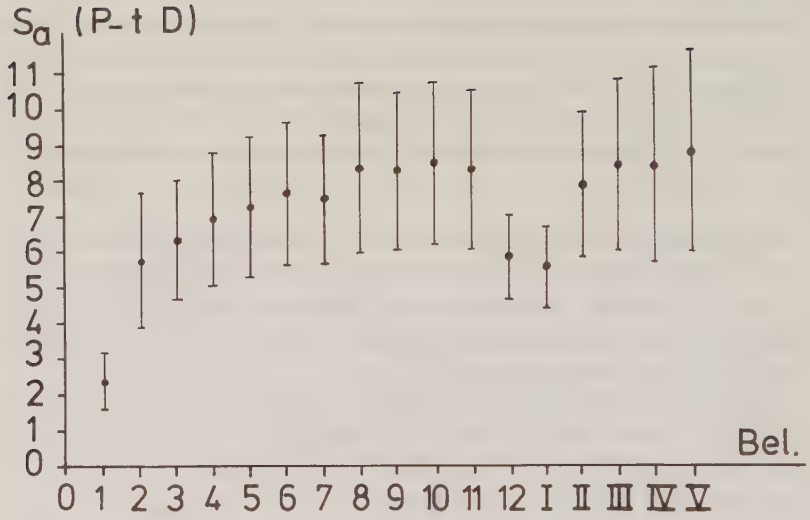

Abb. 17: Darstellung des Tangentenprofils der aufsteigenden Schenkel der Kraft-Zeit Diagramme des standardisierten Versuchsprogrammes. Ordinate S_a = Steigung der Kompressionsschenkel der Kraft-Zeit Diagramme (P-t D); Abszisse Bel. = Belastungsfolge. Die Punkte stellen die durchschnittliche Tangentensteigung dar. Die vertikalen Strecken geben die Standardabweichung an.

Bei den anschließenden kraftbegrenzten zyklischen Belastungen (2 - 11) nimmt die Steigung zu. Die Tangentensteigung des 12. aufsteigenden Schenkels, der nach vollständiger Dekompression und anschließender Kompression ermittelt wurde, liegt deutlich höher als die des 1. aufsteigenden Schenkels. Sie steht in nichtlinearer Abhängigkeit zu den vorausgegangenen zyklischen kraftbegrenzten Beanspruchungen (2 - 11), die sich einem „steady state" nähern.

Aus Abb. 17 wird ersichtlich, daß die Steigung des linearen Abschnittes der P-t Diagramme bei zyklischen kraftbegrenzten Beanspruchungen ohne zwischengeschaltete Pausen abhängig ist von der Anzahl der Belastungen. Mit zunehmender Beanspruchungsfolge nimmt der lineare Teil zu, dementsprechend verkürzt sich der nichtlineare bogenförmige Teil und verlagert sich weiter nach unten.

Die Steigung der 1. Komression ohne Vorgeschichte ist viel kleiner als die der 12. Kompression, der zyklische kraftbegrenzte Beanspruchungen vorausgingen und der I. Kompression, die nach völliger Entspannung erfolgte. Die Tangentensteigung der 12. Kompression nach völliger Entspannung scheint sich der Steigung der I. Kompression nach völliger Entspannung bis zu einem Grenzwert zu nähern.

Die Abhängigkeit des Kurvenverlaufs der ersten Beanspruchung nach vollständiger Entspannung steht in nichtlinearer Abhängigkeit zu ihrer Dauer. Diese Beanspruchung scheint sich mit zunehmender Zeitdauer der Entspannung einem Grenzwert zu nähern. Der untere bogenförmige Teil des Druckkraft-Zeit Diagrammes erstreckt sich bei der ersten Beanspruchung nach einer Pause weiter nach oben als bei den folgenden Beanspruchungen. Bei der Dauer der Pause in völliger Entspannung kann es sich um Sekunden bis Wochen (Kühlschranklagerung) handeln.

Die Tangentensteigung unter konstanter Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit ist bei zyklischen kraftbegrenzten Beanspruchungen mit und ohne zwischengeschaltete

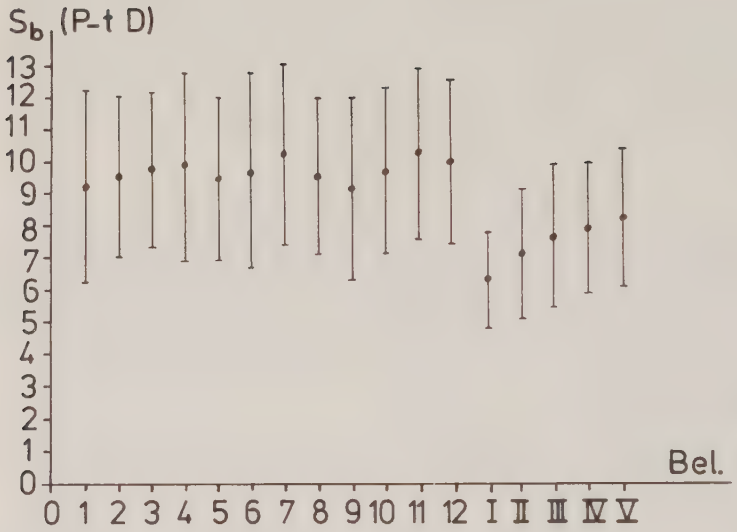

Abb. 18: Darstellung des Tangentensteigungsprofils der absteigenden Schenkel der Kraft-Zeit Diagramme des standardisierten Versuchsprogrammes. Ordinate S_b = Steigung der Dekompressionsschenkel; Abszisse Bel. = Belastungsfolge. Die Mittelwerte der Tangentensteigungen sind mit ihren Standardabweichungen dargestellt.

Pausen abhängig von den einzelnen Faktoren der Vorgeschichte (Anzahl der Belastungen, steady state, Pause). Mit zunehmenden Beanspruchungen nimmt sie zu und scheint sich einem Grenzwert (steady state) zu nähern.

Abb. 18 zeigt das Verhalten der Tangentensteigung der absteigenden Schenkel der P-t Diagramme des standardisierten Versuchsprogrammes. Dabei ist zwischen den Steigungen (1 - 12) eine geringe, nicht systematische Änderung, bei I - V dagegen eine Zunahme der Steigung zu beobachten.

Wird eine Knorpelprobe um einen bestimmten Betrag innerhalb des mechanisch schädigungsfreien Bereiches uniaxial zusammengedrückt und unmittelbar anschließend die Deformation (Stauchung, Verformung) in Beanspruchungsrichtung konstant gehalten (isometrische Bedingung), so ist ein zeitabhängiges Nachlassen der Kraft oder auf den Initialquerschnitt bezogen der Nominalspannung zu beobachten. Diese Erscheinung wird als Relaxation oder Spannungsrelaxation bezeichnet.

Wird das Knorpelstück nach der Relaxation bis auf eine bestimmte Restspannung dekomprimiert und seine Länge (Höhe h) erneut konstant gehalten, so beobachtet man eine Zunahme der Kraft bzw. Spannung. Eine solche Kraft- bzw. Spannungszunahme nach teilweiser Dekompression wird als Kraftrückgewinn oder Spannungsrückgewinn bezeichnet.

Wie bereits im Teil „Versuchsablauf" geschildert haben wir jeweils fünf Relaxationskurven und vier Kraftrückgewinnkurven aufgezeichnet. Dabei wurden die Relaxations-Kraft-Zeit Werte (RKZW) und Kraftrückgewinn-Zeit Werte (KRZW) für den Spannungsabfall und die Spannungszunahme gemessen (siehe Auswertung der gewebsmechanischen Diagramme) und in Wertetabelle 2 und 3 im Teil „Anhang" dokumentiert.

In Abb. 19 ist das Verhalten der Relaxations-Kraft-Zeit Werte mit zunehmender Belastungsfolge dargestellt. Auf der Ordinate steht der Kraftabfall ΔP in Newton, auf der Abszisse

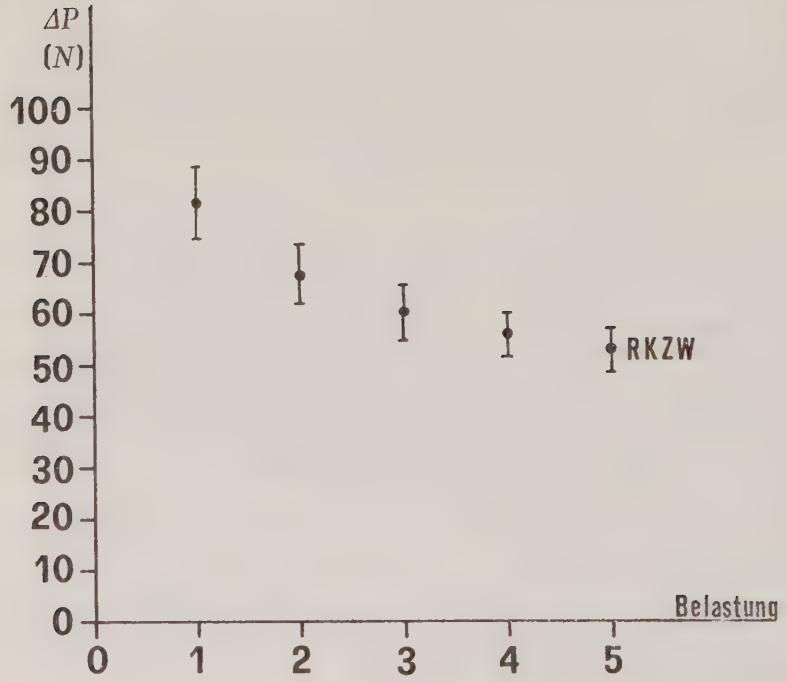

Abb. 19: Darstellung der Relaxations-Kraft-Zeit Werte (RKZW) nach einer jeweiligen Relaxationsdauer von 3 Minuten. Ordinate: Kraftdifferenz ΔP in Newton; die Ordnungszahlen an der Abszisse geben an, wieviel Belastungen und zugeordnete Teilentlastungen der jeweiligen Kraftrückgewinnkurve vorausgegangen sind.

die Anzahl der Belastungen. Aus der Abbildung ist ersichtlich, daß die RKZW am Anfang groß sind, mit Zunahme der Anzahl der Be- und Entlastungszyklen aber niedriger werden. Das bedeutet, daß der Verlauf der Relaxationskurven am Anfang einen starken Spannungsabfall aufweist. Mit der Zeit wird ihr Verlauf allmählich flacher.

Bei dem in Abb. 19 dargestellten Beispiel beträgt der RKZW im 5. Relaxationszyklus ca. 52 N, im 1. Relaxationszyklus ca. 82 N, d. h., daß die 5. Relaxationskurve um 30 N flacher als die 1. Relaxationskurve verläuft.

Abb. 20 zeigt das Verhalten der Kraftrückgewinn-Zeit Werte in Abhängigkeit zur Anzahl der Be- und Entlastungszyklen. Es sit ersichtlich, daß die KRZW mit der Anzahl der Be- und Entlastungszyklen zunehmen und dementsprechend die Kraftrückgewinnkurven immer steiler werden. In der Abb. 20 verläuft die 4. Kraftrückgewinnkurve um 7 N steiler als die 1. Kraftrückgewinnkurve.

Die auf Abb. 21 dargestellten RKZW und KRZW zeigen, daß RKZW und KRZW sich asymptotisch einem Grenzwert nähern, der geometrisch eine Parallele zur Zeit-Achse darstellt.

Der Knorpel strebt unter bestimmten statischen oder dynamischen Beanspruchungen einem weitgehend stabilen Funktionszustand zu. Dieser Zustand wird als gewebsmechanisches Gleichmaßverhalten, „steady state", viscoelastischer Gleichgewichtszustand oder bei dynamischen Vorgängen auch „eingeschwungener Zustand" bezeichnet. Die Relaxations- und Kraftrückgewinnkurven sind unter Einhaltung der Versuchsbedingungen reproduzierbar. Folgende Bedingungen müssen beachtet werden: Temperatur, chemische, thermische und mechanische Vorgeschichte, histologische Struktur, Entnahmeort und -richtung, Deformationsgeschwindigkeit, Elektrolyt- und Enzymkonzentration des Mediums, definierte Zeitspannen der isometrischen Phasen und bestimmte Kraft- bzw. Spannungsgrenzen.

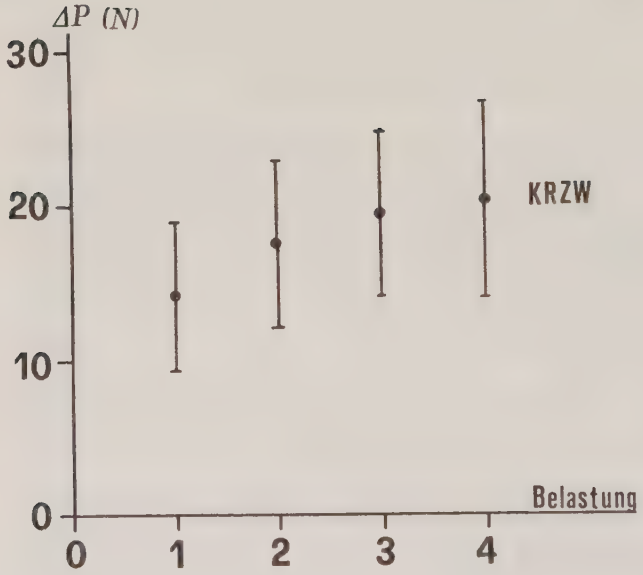

Abb. 20: Auftragung der Kraftrückgewinn-Zeit Werte (KRZW) nach einer Kraftrückgewinndauer von jeweils 3 Minuten. Die Ordnungszahlen an der Abszisse geben an, nach wieviel vorausgegangenen Be- und Teilentlastungen der KRZW bestimmt wurde. An der Ordinate stehen die Kraftrückgewinnbeträge (Kraftdifferenz zwischen Kraftrückgewinnanfangs- und -endwert) ΔP in Newton.

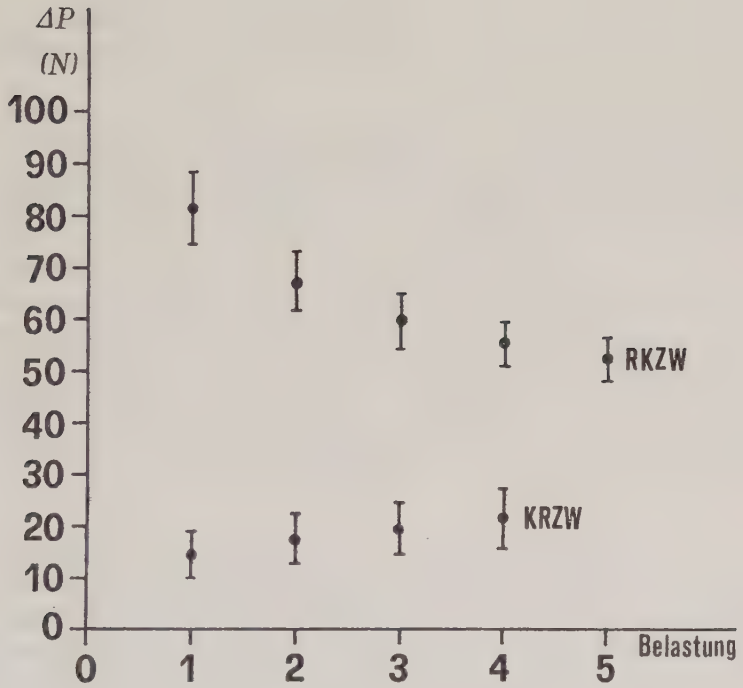

Abb. 21: Graphische Darstellung der Relaxations-Kraft-Zeit Werte (RKZW) und Kraftrückgewinn-Zeit Werte (KRZW) nach jeweils 3 Minuten Dauer. Die Ordnungszahl auf der Abszisse gibt an, wieviele Beanspruchungen der Relaxation und dem Kraftrückgewinn vorausgegangen sind. Auf der Ordinate steht die Kraftdifferenz ΔP in Newton. Es handelt sich um den Kraftabnahmebetrag nach 3 Minuten Relaxation und den Kraftzunahmebetrag nach 3 Minuten Kraftrückgewinn.

6. DISKUSSION

Der hyaline Knorpel verkörpert biologische und mechanische Aufgaben. Beide sind eng miteinander verknüpft. Die gewebsmechanischen Eigenschaften des Knorpels können mit abgewandelten Verfahren aus der Physik hochpolymerer Körper und der Rheologie, einem Spezialgebiet der Mechanik, untersucht werden.

In der Anatomie haben neben reinen Strukturuntersuchungen Methoden der experimentellen Morphologie an Bedeutung gewonnen. Auf diese Weise können kausale Zusammenhänge erkannt und Fragestellungen aus der praktischen Medizin bearbeitet werden. Bei Untersuchungen des hyalinen Knorpels im Rahmen der Arthroseforschung, Biochemie und experimentellen Pathologie müssen mechanische Zusammenhänge berücksichtigt werden, da der Knorpel in vivo physiologischen Beanspruchungen wechselnder Art ausgesetzt ist. Wenn Frakturen in Fehlstellungen verheilen, so werden die Gelenke unphysiologisch belastet. Auf diese Weise können pathologische Veränderungen des Knorpels entstehen.

Im Rahmen von Untersuchungen zur Struktur und Physiologie des gesunden und pathologisch veränderten Knorpels wurden die mechanischen Reaktionen des hyalinen Knorpels unter einachsiger Belastung definierter zylinderförmiger Knorpelstücke zwischen Druckplatten bei freier Querdilatationsmöglichkeit untersucht.

Die vorgelegte Problemstellung ergibt sich aus Bemühungen im Rahmen der Arthroseforschung. In der praktischen Medizin werden immer häufiger Gelenkschäden beobachtet. Es besteht kein Zweifel darüber, daß die konservative und operative Behandlung degenerativer Knorpelveränderungen eine wichtige Aufgabe der ärztlichen Betreuung und klinisch orientierten Forschung darstellen.

Die Untersuchungen der Knorpelmechanik sind auch insofern wichtig, als nur unter Kenntnis gewebsmechanischer Vorgänge mechanisch bedingte Schäden beurteilt und die Grenzen der

Belastungsfähigkeit ermittelt werden können. Ferner ist die Biomechanik bei der Auswahl von Implantationsmaterialien in der Orthopädie und Unfallchirurgie zu berücksichtigen.

Mechanisch ist der hyaline Knorpel durch seine dämpfenden Eigenschaften, hohe elastische Widerstandskraft und beachtliche Druckfestigkeit ausgezeichnet. Seine Bedeutung für das Skeletsystem liegt darin, daß er auf den Gelenkkörpern nachgiebige und druckfeste Gewebsschichten bildet, die als Pufferflächen ruckartige Impulse beim Gehen, Laufen, Springen, Gewichtheben und Skilaufen aufzuhalten vermögen und dadurch Knochen und innere Organe vor Schäden schützen.

Zur Untersuchung des mechanischen Verhaltens des hyalinen Knorpels eignen sich moderne elektronische Werkstoffprüfmaschinen, mit denen je nach Bauart eine Vielzahl mechanisch-rheologischer Gesetzmäßigkeiten ermittelt und in Diagrammform aufgezeichnet werden kann. Die Ergebnisse derartiger Versuche zeigen ein differenziertes mechanisches Verhalten des Knorpels, das mit elementaren physikalischen Gesetzen nicht erfaßt werden kann.

Ein sehr wichtiger Punkt bei unseren Untersuchungen war die Herstellung zylinderförmiger Gewebsproben mit reproduzierbarer und definierter Geometrie. Es gelang uns solche Proben aus der Mitte des 3. und 4. Rippenknorpels vom Rind zu gewinnen. Dabei ist zu beachten, daß die Gewebsproben aus dem kontinuummechanischen Verband herausgenommen sind.

Da die Probezylinder in einheitlicher geometrischer Form hergestellt wurden, und unabhängig davon die Entnahmerichtung berücksichtigt wurde, sind die histomechanischen Eigenschaften der jeweils bei verschiedenen Tieren an gleichen Stellen entnommenen Proben untereinander vergleichbar.

Die fortlaufend registrierten Druckkraft-Zeit Diagramme lassen sich unter der Voraussetzung, daß die Geometrie und die Beanspruchungsgeschwindigkeiten bekannt sind, in andere gewebsmechanische Diagramme graphisch und rechnerisch umwandeln

(siehe Anhang). In der äußeren Form stimmen Druckkraft-Zeit, Druckkraft-Längenänderungs (-Zusammendrückungs) und Druckkraft-Stauchungs Diagramme überein.

Die Kraft-Zeit oder äquivalenten Druckkraft-Stauchungs Diagramme des hyalinen Knorpels zeigen regelmäßig einen unteren bogenförmigen Teil, der allmählich in einen mit großer Annäherung geradlinigen Teil übergeht. Das anfänglich überlineare Verhalten geht kontinuierlich in ein fast lineares über. Dieses Verhalten ist so zu erklären, daß sich die kollagenen Mikrofibrillen im Knorpel unter Belastung anfangs gegeneinander verschieben, dann zunehmend unter Druckspannung geraten und sich schließlich dehnen. Der reine Dehnungsprozess dürfte dem fast linearen Teil der Kurve entsprechen.

Eine Approximation des Druckkraft-Zeit oder äquivalenter Diagramme ist mit der Formel $P(t) = at\ (1 - e^{-bt})$ möglich (siehe Anhang). Im Nullpunkt ist die Tangentensteigung O. Mit wachsendem t strebt der Ausdruck exp (-bt) gegen O. Die Steigung nähert sich dem konstanten Wert a, der bei uns auch mit m_t bezeichnet wird. Die Kraft-Zeit bzw. Kraft-Verformungs Kennlinie unter Deformation läßt sich auf eine lineare Differentialgleichung 2. Ordnung zurückführen (siehe Anhang).

Die Tangentensteigung des annähernd linearen Abschnittes der P-t Diagramme ist bei zyklischen Beanspruchungen mit und ohne zwischengeschaltete Pausen von der Anzahl der Belastungen abhängig. Mit zunehmenden Belastungen nimmt der lineare Teil zu, dementsprechend verkürzt sich der nichtlineare Teil und verlagert sich weiter nach unten.

Unter der Voraussetzung, daß die Geometrie der Gewebsprobe und die Kompressionsgeschwindigkeit bekannt sind, läßt sich nach Berechnung der Tangentensteigung das Tangentenmodull des geradlinigen Teils der P-t Kurve bestimmen. Es ist dem Elastizitätsmodull vorzuziehen, da der hyaline Knorpel einen komplizierten anisotropen Verbundbau darstellt, dessen Knorpelgrundsubstanz visköse, dämpfende Eigenschaften und

die kollagenen Fasern hauptsächlich elastische Funktionen übernehmen sowie für die Festigkeit sorgen. Das Elastizitätsmodull ist abhängig von der Form, dem Betrag und der Geschwindigkeit der aufgeprägten Deformationen, von der Geometrie der Gewebsprobe, vom Zustand in dem sich das Gewebe befindet, von der Temperatur etc..

Die in dieser Arbeit beschriebenen Untersuchungen haben das Ziel, mit einer genügend großen Anzahl ausgewerteter P-t Diagramme Kenngrößen zu erstellen, mit deren Hilfe der geradlinige Teil einer beliebigen Knorpelprobe zu beurteilen und bewerten ist und inwieweit der entsprechende Kurventeil den Normalbedingungen entspricht.

Wird der Knorpel um einen bestimmten Betrag innerhalb des schädigungsfreien Bereiches uniaxial zusammengedrückt und unmittelbar anschließend die Deformation in Beanspruchungsrichtung für ein bestimmtes Zeitintervall konstant gehalten (isometrische Bedingung), so läßt die Spannung im Knorpel in Form einer zusammengesetzten Exponentialfunktion über der Zeit nach. Als Maß für den Kraft- bzw. Spannungsabfall dient der Relaxations-Kraft-Zeit Wert, der als die auf die Relaxationsdauer bezogene Kraft- bzw. Spannungsdifferenz zu definieren ist. Die RKZW sind unter zyklischen Deformationen am Anfang groß, mit Zunahme der Be- und Entlastungszyklen werden sie niedriger. Dementsprechend weist der Verlauf der Relaxationskurven anfangs einen starken Kraft- bzw. Spannungsabfall auf, der mit der Zeit allmählich flacher wird.

Wird das Probestück nach der Relaxation bis auf eine bestimmte Restspannung dekomprimiert und seine Höhe erneut konstant gehalten, so beobachtet man eine Zunahme der Kraft bzw. Spannung, eine Erscheinung, die als Kraftrückgewinn bezeichnet wird und deren Maß durch den KRZW angegeben wird. Die KRZW sind unter zyklischen Deformationen anfangs klein, mit zunehmenden Be- und Entlastungszyklen nehmen sie jedoch zu.

Unter zyklischen Deformationen strebt der Knorpel mit zu-

nehmender Anzahl gleicher Deformationszyklen einem „steady state" zu. Es handelt sich um einen stabilen Zustand, der abhängig ist von der Form, dem Betrag und der Geschwindigkeit der aufgeprägten Deformationen, ferner von der Zeit und der Temperatur etc.. Beim Streben des Knorpels zum „steady state" nähern sich die RKZW und KRZW asymptotisch einem Grenzwert, der geometrisch eine Parallele zur Zeitachse darstellt. Bei Erreichen dieses Zustandes haben die Relaxations- und Kraftrückgewinnkurven einen parallelen Verlauf zur Zeitachse der registrierten P-t Diagramme.

Bei Formveränderungen des Knorpels wird durch Energieumwandlung ein Teil der einwirkenden Kraft in Form von Energie (z. B. Wärme) umgesetzt. Bei der Relaxation äußert sich dies in einem Kraftabfall = Energieabfall = Wärmeabgabe, beim Kraftrückgewinn in einer Zunahme der Kraft, die als noch vorhandene Energie dargestellt wird.

RKZW und KRZW streben je nach vorausgegangener Kraft- bzw. Energieaufprägung einem „steady state" zu, der zugleich einen stabilen Kraft- bzw. Energiezustand darstellt. Diese Erscheinungen werden nicht nur am Knorpel, sondern auch an anderen Geweben mit viskoelastischen Eigenschaften, z. B. Nerven, Sehnen, Muskeln, Fascien, Haut und Bändern beobachtet.

Bei der Herzmassage erfolgt ein ständiger Nachregulierungsprozeß während der Relaxation, um den Spannungsabfall des Knorpels gering zu halten, da der Thorax im Ruhetonus bereits einer Spannung unterliegt.

Der Kraftrückgewinn ist besonders bei der Herzmassage relevant; dabei spielt sich mit zunehmender Belastungsfolge ein Gleichgewichtszustand ein, der bedingt, daß die Belastung genauso hoch, aber nicht vom völligen Entspannungspunkt aus erfolgen muß, wobei noch zu erwähnen sei, daß dabei die Intercostalmuskulatur eine Rolle spielt.

7. ANHANG

7.1. Meßwerte für die Steigung des geradlinigen Teils der auf- und absteigenden Schenkel der P-t Diagramme (Tab. Nr. 1).

Nach der in den Abschnitten „Versuchsablauf" (Ablauf des standardisierten Versuchsprogrammes) und „Auswertung" beschriebenen Methode wurden die Zahlenwerte m_t für die Steigung des geradlinigen Teils der P-t Diagramme ermittelt. Anschließend erfolgte die statistische Auswertung.

Symbole:

a = aufsteigender Schenkel (Kompressionsschenkel) der P-t Diagramme.

tan a = Steigung des geradlinigen Teils des Kompressionsschenkels der P-t Diagramme.

b = absteigender Schenkel (Dekompressionsschenkel) der P-t Diagramme.

tan b = Steigung des geradlinigen Teils des Dekompressionsschenkels der P-t Diagramme.

m_t = Tangentensteigung

Die Zahlen 1...12 bezeichnen die Komplexe der A - B und B - C Phase.

Die römischen Zahlen I...V bezeichnen die Komplexe der C - D Phase.

$\bar{x}$ = arithmethischer Mittelwert der jeweils ermittelten Zahlenwerte.

S = Standardabweichung

Aus den Mittelwerten und Standardabweichungen der jeweiligen Steigungen wurden die in Abb. 17 und 18 dargestellten Kurven gezeichnet.

Tabelle Nr. 1a

Kurven-	1		2		3		4	
	tan		tan		tan		tan	
nummer	a	b	a	b	a	b	a	b
1	2.40	6.45	8.75	7.00	7.80	8.30	11.67	6.94
2	2.54	6.66	7.77	7.53	8.75	8.00	10.00	8.00
3	2.29	15.00	8.75	11.55	8.23	16.66	10.76	11.77
4	1.88	10.57	5.18	9.25	5.83	8.36	6.36	8.18
5	2.14	10.75	4.66	13.75	5.38	11.00	6.36	9.77
6	2.00	8.75	5.18	12.57	6.36	11.25	6.36	15.00
7	1.81	12.33	5.00	10.00	5.38	12.05	7.00	9.33
8	1.75	10.00	4.82	13.33	5.83	12.57	7.36	10.00
9	1.57	21.00	6.66	11.25	8.75	10.50	7.77	11.75
10	1.78	6.36	3.02	13.00	6.36	12.85	7.77	8.83
11	1.92	10.30	5.18	10.03	5.83	9.50	6.36	10.44
12	2.06	8.80	4.51	11.42	5.83	8.80	5.33	9.20
13	2.30	10.76	7.00	15.42	8.23	17.33	9.33	15.66
14	1.11	10.88	12.72	9.40	6.36	13.00	7.77	9.45
15	2.50	6.42	5.38	5.66	4.37	6.90	5.00	6.25
16	2.28	8.30	5.00	8.20	5.83	9.50	6.36	9.11
17	2.62	8.40	4.11	7.16	4.11	8.88	5.30	8.76
18	1.86	11.00	5.83	14.00	5.83	12.40	8.23	9.28
19	1.75	10.60	5.83	9.45	6.36	9.50	6.36	11.80
20	2.38	10.60	7.77	10.36	7.77	11.00	10.00	11.20
21	1.66	9.70	7.77	9.40	7.77	9.40	10.00	9.00
22	2.83	6.00	4.66	5.81	4.66	7.09	8.71	7.63
23	2.05	8.40	3.88	6.00	4.11	7.33	5.00	6.71
24	3.80	13.00	8.75	13.00	10.00	11.66	8.75	11.16
25	2.83	14.00	7.77	10.00	7.00	11.66	7.00	14.00
26	3.16	8.75	8.75	11.66	10.00	11.66	6.36	23.33
27	2.06	6.36	3.88	7.50	4.24	8.28	4.66	8.00
28	2.07	8.75	6.36	8.75	7.77	8.75	7.77	8.75
29	2.31	9.33	5.60	10.00	7.00	8.72	7.00	9.77
30	1.84	6.57	3.50	8.20	3.88	8.00	4.75	6.66
31	2.12	9.45	6.36	9.09	8.75	8.16	7.77	9.80
32	2.14	10.00	6.36	10.25	7.77	8.80	7.00	11.33
33	1.78	12.66	6.36	10.75	7.77	9.00	7.77	10.50
34	2.50	7.42	5.38	10.00	6.36	10.50	7.00	11.25
35	2.21	8.00	6.36	8.30	7.00	9.40	8.75	8.80
36	2.00	8.50	3.50	6.33	3.58	7.80	5.00	7.45
37	2.26	3.87	4.11	8.00	5.00	8.00	5.00	7.80
38	6.00	6.66	4.11	7.80	4.66	6.90	4.11	9.00
39	2.18	6.61	3.68	10.00	4.66	8.20	3.58	8.40
40	2.41	6.25	4.37	7.23	4.82	8.40	5.00	8.60
41	4.37	6.00	3.58	6.00	5.00	5.88	4.37	8.80
42	3.07	6.44	5.00	7.33	5.83	7.50	5.83	7.63
43	2.36	8.00	3.68	11.14	5.00	6.76	5.00	8.40
44	2.15	7.33	4.66	3.13	4.37	11.00	5.00	8.75
$\bar{x}$	2.34	9.14	5.71	9.45	6.27	9.70	6.88	9.77
S	0.78	2.96	1.91	2.55	1.65	2.40	1.88	2.91
$\bar{x} \pm S$ (a)	2.34 ± 0.78		5.71 ± 1.91		6.27 ± 1.65		6.88 ± 1.88	
$\bar{x} \pm S$ (b)	9.14 ± 2.96		9.45 ± 2.55		9.70 ± 2.40		9.77 ± 2.91	

Tabelle Nr. 1b (Fortsetzung von Tab. Nr. 1a)

Kurven-	5		6		7		8	
	tan		tan		tan		tan	
nummer	a	b	a	b	a	b	a	b
1	11.67	7.07	10.00	8.50	10.00	8.34	12.72	7.67
2	10.00	8.54	11.66	8.00	11.66	8.00	12.72	7.14
3	9.33	17.33	10.76	13.42	9.33	19.60	11.66	16.00
4	7.36	8.66	6.66	8.80	6.36	11.25	15.60	8.60
5	12.72	10.75	8.75	8.40	7.77	10.50	8.23	9.63
6	7.77	10.50	8.75	10.75	7.77	11.75	8.23	10.88
7	6.08	5.75	8.75	8.00	6.06	15.66	7.00	10.66
8	6.66	9.80	6.66	10.66	7.00	11.00	6.66	12.50
9	7.77	12.50	7.77	14.66	10.00	10.00	8.75	11.75
10	7.00	12.75	11.66	9.33	7.77	12.25	7.77	10.33
11	6.36	10.58	8.23	8.50	8.23	9.40	7.00	12.00
12	5.60	9.40	7.36	8.36	5.83	12.00	7.36	9.00
13	9.33	15.14	9.33	15.66	10.00	13.75	11.66	10.01
14	6.36	14.57	7.77	12.25	9.33	10.75	9.33	9.20
15	5.38	7.40	5.83	7.00	5.83	5.07	5.60	7.60
16	7.00	8.40	6.36	9.55	7.77	8.22	7.77	9.11
17	4.24	6.66	4.66	9.50	5.00	8.22	5.83	7.27
18	7.77	10.66	8.75	10.50	8.75	10.16	8.75	12.00
19	7.00	8.85	10.00	7.50	7.00	11.60	10.00	7.47
20	11.66	8.85	10.00	11.20	11.66	10.20	8.75	16.66
21	10.00	8.50	7.77	11.42	8.75	10.80	8.75	11.40
22	5.38	8.40	5.38	7.50	5.38	8.40	10.00	8.60
23	5.66	6.57	5.00	6.50	5.58	6.57	5.38	7.83
24	10.00	10.00	10.00	11.16	8.75	16.50	10.00	13.20
25	7.00	14.00	11.66	8.75	8.75	14.00	14.00	10.33
26	7.77	14.00	7.00	23.33	8.75	14.00	10.00	11.66
27	5.18	6.36	5.38	7.40	5.84	7.00	6.08	7.20
28	7.77	8.75	7.77	8.75	7.77	8.75	10.00	8.75
29	6.36	12.57	6.66	13.42	6.66	12.00	7.77	9.77
30	4.82	6.72	5.00	6.66	4.82	7.16	5.18	6.92
31	8.75	8.50	8.75	9.60	8.23	11.10	8.75	10.40
32	8.75	8.00	7.77	9.80	9.33	8.54	9.33	7.27
33	7.36	9.00	8.23	9.40	8.75	9.40	7.77	11.50
34	7.77	8.92	8.75	7.50	7.00	10.20	7.00	11.33
35	7.77	10.66	8.23	10.50	7.66	9.80	8.75	9.33
36	4.82	8.40	5.18	8.40	5.83	7.16	6.36	6.61
37	5.00	8.40	5.00	9.00	5.38	8.40	5.38	7.33
38	5.60	7.00	5.00	7.80	5.00	9.25	5.18	8.44
39	5.00	8.40	5.38	8.80	5.83	6.66	5.83	7.16
40	5.83	7.50	6.36	6.92	5.38	8.80	6.08	8.00
41	5.00	6.85	5.38	6.60	5.38	7.66	5.00	7.71
42	5.83	8.00	8.75	6.25	5.83	9.16	7.00	8.00
43	5.83	7.23	6.36	7.07	5.83	8.72	8.75	5.87
44	5.60	7.20	5.38	9.25	6.36	8.00	6.36	8.22
$\bar{x}$	7.17	9.41	7.63	9.59	7.40	10.13	8.32	9.50
S	1.99	2.59	1.98	2.99	1.78	2.79	2.43	2.34
$\bar{x} \pm S$(a)	7.17 ± 1.99		7.63 ± 1.98		7.40 ± 1.78		8.32 ± 2.43	
$\bar{x} \pm S$(b)	9.41 ± 2.59		9.59 ± 2.99		10.13 ± 2.79		9.50 ± 2.34	

Tabelle Nr. 1c (Fortsetzung von Tab. Nr. 1b)

Kurven-	9		10		11		12	
	tan		tan		tan		tan	
nummer	a	b	a	b	a	b	a	b
1	12.72	7.05	12.72	7.14	11.66	8.33	9.77	6.62
2	11.66	8.33	15.55	7.40	17.50	7.07	7.63	7.33
3	11.66	15.33	14.00	12.50	10.00	18.80	6.53	13.25
4	7.77	8.00	7.77	8.33	8.23	7.81	5.33	10.28
5	8.75	10.88	7.36	11.80	7.77	11.25	6.00	10.25
6	7.00	13.66	8.75	11.11	7.77	11.25	4.73	11.11
7	7.36	5.50	8.75	4.88	7.77	11.14	5.10	10.25
8	8.75	4.88	8.23	9.20	7.77	11.25	5.22	12.66
9	7.77	14.28	8.75	12.50	9.33	12.00	5.50	14.33
10	10.00	14.00	10.00	9.80	11.66	8.60	5.50	10.00
11	6.36	14.00	8.23	9.80	6.66	12.75	5.50	8.88
12	7.00	9.60	6.66	10.75	8.23	8.40	5.57	9.00
13	10.00	13.75	10.00	15.42	10.00	16.00	6.42	21.50
14	8.23	12.25	9.33	10.22	7.77	15.00	6.00	10.00
15	5.83	5.66	5.83	8.46	6.36	7.33	5.77	7.60
16	7.00	9.77	7.77	9.11	6.36	10.28	5.27	8.20
17	5.83	7.60	6.06	7.27	5.83	8.00	4.47	8.00
18	11.66	10.16	11.66	8.71	8.75	9.83	5.25	13.00
19	11.66	8.00	8.75	10.60	8.75	10.60	6.33	9.27
20	8.75	12.00	8.75	14.75	10.00	9.00	7.12	12.00
21	7.77	16.66	10.00	11.20	10.00	9.80	7.80	9.40
22	7.00	8.24	5.38	9.62	7.00	8.20	5.27	9.75
23	5.38	7.50	5.38	7.83	5.38	7.83	4.91	7.25
24	10.00	10.00	10.00	12.60	8.62	14.00	7.44	9.00
25	8.75	14.00	8.75	17.50	8.75	11.33	6.62	12.20
26	8.75	11.66	10.00	11.66	8.75	16.44	7.11	12.76
27	5.83	7.00	5.60	8.50	5.60	8.50	5.00	8.25
28	8.75	10.00	8.75	10.00	10.60	10.00	6.11	9.00
29	9.33	8.88	8.23	11.42	7.77	11.42	5.40	9.60
30	5.00	7.60	5.38	7.00	5.00	8.60	4.40	8.40
31	10.00	9.40	10.00	10.60	9.33	12.00	5.25	11.70
32	10.00	9.09	10.00	8.75	7.77	10.60	5.09	10.00
33	14.40	9.20	8.75	8.54	8.75	10.60	5.13	10.75
34	7.77	9.80	8.75	9.60	8.75	9.80	5.60	10.25
35	9.33	10.22	8.75	10.88	8.75	10.00	5.60	12.00
36	5.38	7.50	5.18	7.50	5.83	8.60	9.10	8.00
37	6.36	8.00	7.00	8.40	6.66	8.40	4.90	8.20
38	5.83	7.60	5.38	9.25	6.36	7.20	4.09	8.72
39	6.08	7.07	5.83	6.85	5.83	7.38	4.63	8.20
40	6.36	7.17	6.36	8.60	7.00	7.80	5.45	8.33
41	6.08	7.71	5.83	7.57	7.77	9.40	4.70	6.37
42	7.00	7.14	7.77	6.50	7.00	7.84	5.18	7.85
43	6.36	7.33	10.00	6.14	7.36	7.64	5.87	8.40
44	5.83	8.60	7.00	7.33	5.83	9.00	6.76	7.70
$\bar{x}$	8.16	9.59	8.38	9.62	8.15	10.16	5.82	9.90
S	2.19	2.80	2.27	2.48	2.14	2.62	1.16	2.58
$\bar{x} \pm S(a)$	8.16 ± 2.19		8.38 ± 2.27		8.15 ± 2.14		5.82 ± 1.16	
$\bar{x} \pm S(b)$	9.59 ± 2.80		9.62 ± 2.48		10.16 ± 2.62		9.90 ± 2.58	

Tabelle Nr. 1d (Fortsetzung von Tab. Nr. 1c)

Kurven-	I		II		III		IV		V	
	tan		tan		tan		tan		tan	
nummer	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
1	7.80	6.36	15.50	6.96	15.00	5.90	14.80	6.10	16.80	6.40
2	8.00	6.20	12.24	6.66	16.94	6.08	14.65	6.28	14.50	6.20
3	5.75	8.32	8.75	15.15	9.63	11.46	10.20	12.23	12.31	8.80
4	5.75	5.91	7.52	5.83	8.85	7.09	7.62	7.52	7.50	7.25
5	6.00	6.55	7.97	8.52	8.82	9.55	8.02	9.06	9.12	8.62
6	4.40	4.20	7.52	7.87	6.42	9.00	7.37	9.70	7.25	14.00
7	5.14	6.40	6.10	7.30	8.42	8.00	7.66	10.47	6.70	9.20
8	5.17	6.97	7.00	6.50	7.05	8.82	9.04	9.26	8.40	9.33
9	5.62	8.80	8.54	8.40	8.96	11.05	8.28	11.30	9.66	10.28
10	4.88	6.10	7.80	7.77	8.54	11.73	8.34	8.65	11.60	5.45
11	4.96	7.42	7.80	7.32	6.71	6.77	7.00	8.40	7.33	7.80
12	6.71	5.73	10.80	5.66	11.32	6.98	11.12	8.20	7.53	9.35
13	6.00	8.00	10.03	10.46	11.56	12.53	12.53	12.20	14.17	11.13
14	6.51	6.71	8.88	7.34	8.57	8.88	9.83	8.34	9.70	9.60
15	5.73	5.63	6.77	5.95	7.42	4.83	6.60	6.83	6.88	7.13
16	5.41	6.85	6.96	6.30	7.52	6.40	8.42	5.45	7.73	6.60
17	4.14	5.00	5.37	6.62	5.72	7.00	6.28	5.81	5.90	7.02
18	5.88	5.55	8.92	8.22	8.42	10.08	8.18	8.44	7.60	7.68
19	5.00	6.46	7.65	5.87	7.37	6.76	8.32	8.40	8.24	8.60
20	7.14	7.27	11.45	7.60	10.13	8.05	14.85	8.12	9.73	7.66
21	6.03	5.61	10.16	6.75	9.93	6.98	9.85	7.62	9.83	10.28
22	5.66	4.84	6.70	6.25	6.60	7.93	8.15	11.16	9.25	6.76
23	5.44	4.85	5.67	6.00	6.15	6.16	6.09	5.71	6.64	7.00
24	10.00	10.66	7.52	12.10	8.42	11.85	11.68	9.74	7.25	10.75
25	5.88	9.66	8.85	8.75	12.00	9.75	11.62	10.37	11.42	11.40
26	6.48	8.15	9.96	10.67	7.73	13.23	8.14	11.75	9.41	12.50
27	4.58	4.54	5.41	5.00	5.83	5.78	5.77	6.28	7.91	6.40
28	5.10	6.55	8.57	7.75	11.52	7.76	8.66	7.49	11.04	9.34
29	4.75	7.80	7.50	8.40	7.25	9.11	8.14	8.58	5.21	12.80
30	4.09	5.14	5.20	5.70	5.81	6.60	6.34	5.95	5.72	6.36
31	5.40	7.20	8.10	7.40	9.70	6.70	11.40	8.30	10.20	6.90
32	4.75	7.22	7.60	6.82	8.35	6.58	8.14	6.83	7.50	9.15
33	5.25	5.64	8.40	6.70	8.60	6.80	1.50	7.13	9.90	8.13
34	6.30	5.75	8.00	6.24	8.85	6.50	10.10	7.40	9.98	7.40
35	5.75	5.32	8.40	5.75	9.38	6.36	7.97	6.76	11.78	10.50
36	4.50	4.64	6.19	4.34	6.40	5.30	6.66	5.34	7.40	6.00
37	4.94	4.36	6.50	4.75	6.71	7.00	4.84	6.00	6.25	7.60
38	4.31	5.60	5.27	4.37	6.20	4.71	2.83	5.25	6.75	6.16
39	4.20	5.00	5.34	5.50	7.88	5.54	6.20	5.67	6.86	6.50
40	6.13	4.72	6.94	5.65	8.12	6.16	7.58	5.50	6.38	6.20
41	4.25	4.30	6.63	4.81	3.51	5.12	6.48	5.54	6.40	5.23
42	4.44	5.62	7.40	5.66	7.66	5.35	8.02	6.13	8.57	6.10
43	5.40	4.45	6.08	5.81	8.02	5.96	7.03	5.54	7.80	6.44
44	3.90	4.16	5.84	8.62	5.44	6.75	7.18	5.48	6.40	5.03
$\bar{x}$	5.53	6.18	7.85	7.09	8.39	7.65	8.39	7.77	8.73	8.15
S	1.15	1.47	2.01	2.02	2.41	2.15	2.70	2.01	2.47	2.11
$\bar{x}\pm S$ (a)	5.53 ± 1.15		7.85 ± 2.01		8.39 ± 2.41		8.39 ± 2.70		8.73 ± 2.47	
$\bar{x}\pm S$ (b)	6.18 ± 1.47		7.09 ± 2.02		7.65 ± 2.15		7.77 ± 2.01		8.15 ± 2.11	

7.2. Meßwerte der Relaxations-Kraft-Zeit Werte (RKZW) und Kraftrückgewinn-Zeit Werte (KRZW) der C - D Phase (Tab. Nr. 2 und 3).

Nach den in den Abschnitten „Versuchsablauf" und „Auswertung" beschriebenen Methoden wurden die folgenden Zahlenwerte der Relaxations- und Kraftrückgewinnkurven durch Ausmessen ermittelt und anschließend statistisch ausgewertet.

Symbole:

ΔP = Kraft- bzw. Spannungsdifferenz

Δt = Zeitdifferenz, Zeitintervall, Dauer von Relaxation und Kraftrückgewinn

RKZW = Relaxations-Kraft-Zeit Wert

KRZW = Kraftrückgewinn-Zeit Wert

$\bar{x}$ = arithmethischer Mittelwert der jeweils ermittelten Zahlenwerte

S = Standardabweichung

Die Zahlen 1...5 entsprechen den auf Abb. 15 und 16 dargestellten Ziffern $I_R...V_R$ und $I_E...IV_E$.

Aus den Mittelwerten und den Standardabweichungen der jeweiligen RKZW und KRZW wurden die in Abb. 19, 20 und 21 dargestellten Kurven gezeichnet.

Tabelle Nr. 2

Kurven-	RKZW									
	1		2		3		4		5	
nummer	ΔP	Δt	ΔP	Δt	ΔP	Δt	ΔP	Δt	ΔP	Δt
1	76.39	186.	63.39	182.	57.39	182.	54.60	182.	52.00	182.
2	72.00	186.	60.00	182.	54.80	182.	52.00	182.	50.00	182.
3	98.39	180.	81.39	174.	71.20	176.	66.60	176.	63.60	176.
4	86.80	184.	70.00	180.	62.00	180.	57.20	180.	54.00	178.
5	87.60	184.	71.80	182.	63.60	182.	58.39	180.	55.00	180.
6	94.80	180.	77.00	178.	68.00	176.	62.39	178.	60.00	178.
7	82.39	176.	67.00	174.	60.00	174.	56.20	172.	54.80	174.
8	84.20	180.	68.39	176.	60.60	176.	56.60	180.	54.00	176.
9	69.60	180.	56.00	178.	51.60	180.	49.60	176.	48.00	178.
10	85.20	182.	65.80	180.	57.80	182.	53.60	178.	50.39	180.
11	80.60	188.	66.80	180.	60.60	180.	56.00	178.	53.39	178.
12	88.39	184.	72.00	180.	63.20	180.	58.00	184.	54.60	178.
13	92.00	180.	77.20	180.	70.80	180.	66.80	180.	64.60	180.
14	79.60	182.	66.60	180.	60.00	176.	56.60	176.	54.39	176.
15	78.00	180.	68.60	180.	62.60	176.	58.00	176.	54.39	178.
16	92.00	184.	77.00	180.	69.60	180.	63.60	178.	60.00	180.
17	72.00	180.	61.60	180.	54.00	180.	50.00	180.	47.80	180.
18	81.60	180.	66.00	178.	59.39	178.	55.60	178.	53.20	176.
19	75.39	178.	63.60	176.	58.80	176.	56.00	176.	54.00	176.
20	80.20	182.	68.60	178.	61.80	178.	57.00	178.	53.60	176.
21	72.60	176.	62.00	178.	56.20	178.	53.20	178.	50.60	178.
22	81.60	184.	70.00	182.	62.39	180.	57.00	182.	52.39	182.
23	81.80	180.	72.00	178.	66.00	178.	60.00	176.	56.00	176.
24	60.00	184.	51.39	180.	45.20	180.	42.60	178.	40.39	176.
25	82.00	180.	70.00	178.	62.00	178.	57.00	178.	52.80	178.
26	66.60	178.	54.60	176.	48.60	176.	46.00	176.	44.00	176.
27	74.00	180.	62.00	180.	54.39	180.	50.60	180.	48.00	180.
28	87.60	178.	70.20	178.	64.39	178.	57.60	178.	54.60	178.
29	77.60	180.	64.39	180.	58.00	180.	54.10	180.	52.00	180.
30	76.00	208.	60.00	178.	52.60	178.	48.60	178.	46.39	178.
31	83.00	184.	66.00	178.	59.00	180.	55.00	180.	52.39	180.
32	85.39	180.	71.80	178.	63.00	178.	58.00	178.	54.80	178.
33	83.60	184.	66.00	180.	58.60	180.	54.39	180.	52.20	180.
34	94.00	182.	77.60	176.	68.39	178.	62.00	180.	58.00	178.
35	86.80	184.	71.00	176.	63.60	178.	58.80	178.	56.00	178.
36	75.00	184.	61.80	184.	55.20	182.	51.00	180.	48.00	180.
37	72.39	182.	60.00	180.	54.00	180.	50.00	180.	47.60	180.
38	76.00	182.	62.80	180.	56.00	180.	51.00	180.	48.39	180.
39	74.00	180.	60.00	178.	53.60	182.	49.60	178.	46.00	180.
40	78.60	186.	67.60	180.	60.00	182.	55.00	180.	51.80	178.
41	79.80	182.	67.80	180.	58.00	178.	54.00	178.	50.39	178.
42	83.80	180.	72.00	180.	65.00	180.	60.20	180.	57.00	180.
43	86.60	178.	76.00	178.	68.39	180.	63.60	178.	59.60	180.
44	90.00	180.	71.00	178.	62.00	176.	56.20	178.	53.60	176.
$\bar{x}$	81.04	182	67.19	178	60.05	178	55.68	178	52.83	178
s	7.75	4.76	6.35	2.06	5.67	2.07	4.98	2.08	4.73	1.88
$\bar{x}\pm s$	81.04 ± 7.75		67.19±6.35		60.05±5.67		55.68±4.98		52.83 ±4.73	

Tabelle Nr. 3

Kurven-	KRZW							
	I		II		III		IV	
nummer	ΔP	Δt	ΔP	Δt	ΔP	Δt	ΔP	Δt
1	20.00	180.	20.00	178.	21.60	176.	22.39	178.
2	19.60	178.	21.39	178.	22.80	178.	24.00	178.
3	19.39	176.	24.39	178.	27.80	176.	29.20	176.
4	12.00	180.	16.00	180.	18.00	180.	20.00	180.
5	12.40	182.	16.39	182.	17.60	182.	21.39	180.
6	12.00	180.	18.00	180.	22.00	180.	24.00	180.
7	18.00	176.	22.00	176.	25.00	176.	26.00	174.
8	14.00	180.	20.00	176.	20.39	178.	22.39	176.
9	20.39	180.	23.39	178.	24.00	180.	24.00	176.
10	29.60	180.	20.60	180.	23.20	180.	24.20	180.
11	15.20	180.	19.20	180.	21.00	180.	22.60	180.
12	10.40	184.	15.40	180.	17.60	182.	19.39	180.
13	19.60	180.	24.39	178.	27.20	180.	28.60	178.
14	15.60	178.	20.00	178.	22.00	178.	23.60	178.
15	4.60	178.	6.40	178.	8.00	178.	9.20	178.
16	14.60	180.	19.60	180.	22.00	180.	24.00	180.
17	11.00	180.	13.80	180.	14.40	180.	16.00	180.
18	17.00	178.	22.00	178.	25.39	178.	26.00	176.
19	17.60	180.	22.00	178.	23.39	178.	24.60	178.
20	14.00	178.	18.60	178.	21.20	178.	23.39	178.
21	18.00	180.	20.80	178.	22.00	178.	22.20	180.
22	5.80	180.	8.00	180.	9.60	180.	10.40	180.
23	3.60	180.	4.60	178.	6.00	180.	7.20	180.
24	19.60	178.	22.00	180.	23.20	180.	24.00	180.
25	16.00	180.	20.00	180.	23.80	180.	25.80	180.
26	20.39	178.	24.00	178.	26.00	178.	27.00	178.
27	10.00	180.	11.60	180.	13.00	180.	13.40	180.
28	20.00	178.	24.80	178.	28.20	178.	29.60	178.
29	20.00	178.	24.00	178.	26.00	178.	27.00	178.
30	10.00	178.	12.00	178.	13.20	178.	14.00	178.
31	18.39	180.	23.20	180.	26.00	180.	27.39	180.
32	17.39	178.	23.00	178.	26.00	176.	27.00	176.
33	14.00	180.	18.39	182.	20.39	180.	21.00	180.
34	12.00	180.	16.00	180.	18.39	180.	20.39	180.
35	14.00	178.	18.00	178.	20.39	178.	22.20	178.
36	10.00	180.	12.00	180.	13.40	180.	14.00	180.
37	10.00	180.	12.40	178.	14.00	178.	15.00	178.
38	13.40	180.	16.00	180.	17.60	180.	18.39	180.
39	12.00	178.	14.00	178.	16.00	178.	16.39	178.
40	8.00	180.	10.00	180.	11.00	180.	12.40	180.
41	7.40	180.	9.80	180.	10.40	176.	12.00	180.
42	14.00	180.	17.39	180.	19.39	180.	20.00	180.
43	8.40	180.	11.60	180.	13.60	180.	15.00	180.
44	11.40	178.	15.00	178.	17.80	178.	18.39	178.
$\bar{x}$	14.33	179	17.54	178.	19.54	178.	20.18	178.
S	5.07	1.41	5.17	1.32	5.58	1.50	6.35	1.57
$\bar{x} \pm S$	14.33 ± 5.07		17.54 ± 5.17		19.54 ± 5.58		20.18 ± 6.35	

7.3. Symbole, Bezeichnungen und Definitionen

$D = 2r$ (mm)	= Ausgangsdurchmesser, ursprünglicher Durchmesser
h (mm)	= Anfangshöhe des Knorpelzylinders im unbelasteten Zustand
m_t	= Tangentensteigung
P (N)	= Kraft, Druckkraft, auf die Probe wirkende Kraft
ΔP (N)	= Kraftdifferenz
t (min, sec)	= Zeit
Δt (min, sec)	= Zeitdifferenz
$v_{\Delta L} = v_{\Delta h}$ (mm/min)	= Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit
v_t (mm/min)	= Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit

7.4. Formeln und mathematische Zusammenhänge

Die auf einen Knorpelzylinder in Achsenlängsrichtung wirkende Druckkraft entspricht auf einen festen Ausgangsquerschnitt (Anfangsquerschnitt, ursprünglicher Querschnitt) bezogen der Nominaldruckspannung (Nenndruckspannung). Die Normalspannung steht senkrecht auf der beanspruchten Querschnittsfläche ($P_d \perp A_o$).

$$\sigma_{nd} = \frac{P_d}{A_o} \quad \left(\frac{N}{mm^2}\right)$$

In dieser Beziehung ist σ_{nd} - vereinfacht auch σ geschrieben - die Nominaldruckspannung (Nenndruckspannung), P_d die Druckkraft - oft auch einfach mit P oder F bezeichnet - und A_o die Ausgangsquerschnittfläche (ursprüngliche Querschnittfläche, Anfangsquerschnittfläche).

Bei einer Druckverformung ändert sich der Querschnitt, er wird im Sinne einer POISSONSCHEN Querdilatation gemäß

$$\nu = \frac{\varepsilon_{quer}}{\varepsilon_{längs}} \quad \text{(dimensionslos)}$$

größer. In dieser Formel ist ε_{quer} die Querdehnung und $\varepsilon_{längs}$ die Stauchung.

Für die Effektivdruckspannung (Wirkspannung) gilt:

$$\sigma_{effd} = \frac{P_d}{A_a} \quad \left(\frac{N}{mm^2}\right)$$

Hier ist A_a der tatsächliche (aktuelle) Querschnitt, der sich unter Druck vergrößert. Daher ist

$$\sigma_{effd} < \sigma_n \quad \text{für } P_d > 0$$

Wird der Knorpel mit einer konstanten Geschwindigkeit ($v_{\Delta h}$ = konst.) innerhalb des schädigungsfreien Bereiches zusammengedrückt, so gilt für die Zusammendrückung (Kompression)

$$v_{\Delta h} = \frac{\Delta h}{\Delta t} \quad \frac{mm}{s} \quad \text{bzw. } \Delta h = v_{\Delta h} \cdot \Delta t \ (mm)$$

Dabei erfolgt - wie eingangs festgelegt - die Beanspruchung in axialer Richtung, die Höhe h wird um Δh kleiner.

Wenn die Zusammendrückungsgeschwindigkeit (Kompressionsgeschwindigkeit) - wie vorausgesetzt - konstant ist, so läßt sich jedes P-t D (Kraft-Zeit Diagramm) durch lineare Achsentransformation der Abszisse leicht in ein P-Δh D (Kompressionsdiagramm) verwandeln. Die Abszisse ist im allgemeinen nur entsprechend anders zu skalieren und mit der neuen physikalischen Maßeinheit zu versehen.

Graphische oder rechnerische Umwandlungen der folgenden Diagramme sind unter Kenntniss bestimmter Größen möglich:

1. P-t D = Kraft-Zeit Diagramm

2. P-ΔL D = Kraft-Längenänderungs Diagramm, bei Druckbeanspruchung von Knorpelzylindern auch mit P-Δh D bezeichnet

3. σ_{nd}-ε_d D = Drucknominalspannungs-Stauchungs Diagramm, meist kurz als Druckspannungs-Stauchungs Diagramm bezeichnet

4. P-ε_d D = Kraft-Stauchungs Diagramm

5. σ_{nd}-t D = Druckspannungs-Zeit Diagramm

6. σ_{nd}-ΔL D = Druckspannungs-Längenänderungs Diagramm

Die Umrechnung der Tangentensteigung in den genannten Beziehungen ist nach folgenden Formeln leicht auszuführen.

In einem möglichst hohen Punkt Q_m des annähernd geradlinigen Bereiches des Kraft-Zeit Diagrammes (Abb. 22) wird die Tangentensteigung m_t graphisch oder rechnerisch festgestellt. Die Koordinaten des Punktes Q_m seien t_m und P_m. Der Schnittpunkt der Tangente mit der Abszisse, in diesem Fall mit der t-Achse, wird mit t_a bezeichnet. Dann gilt für die Tangentensteigung m_t im Punkt Q_m:

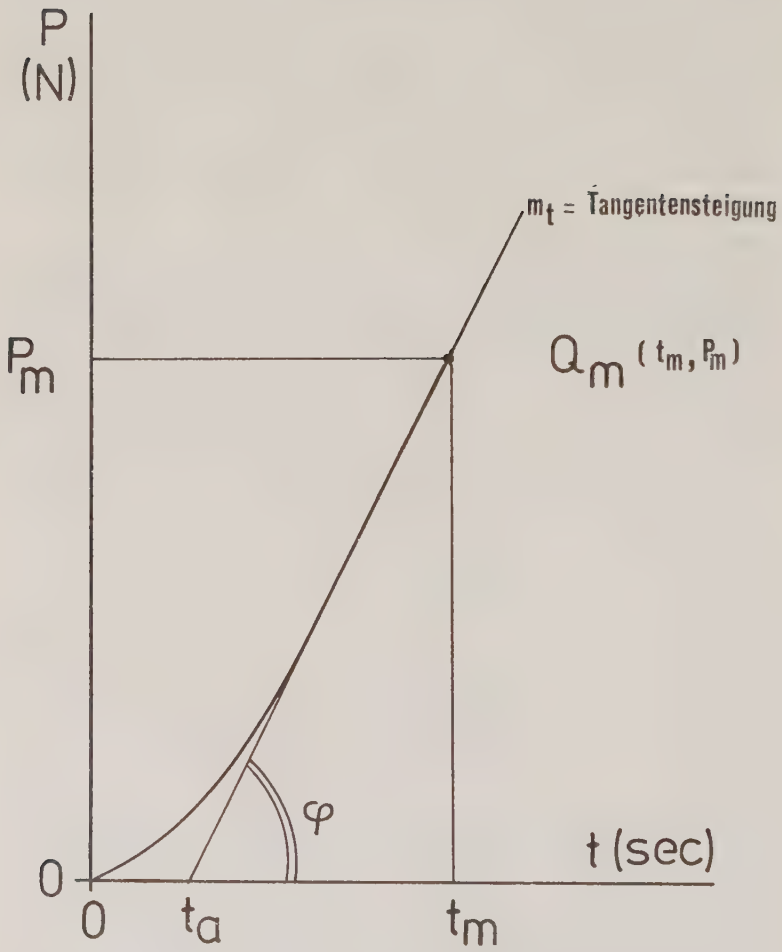

Abb. 22: Darstellung der Tangentensteigung m_t der Kraft-Zeit Diagramme.

$$\tan\varphi = m_t = \frac{P_m}{t_m - t_a} = \frac{P_m}{\Delta\lambda} \quad \left(\frac{N}{s}\right)$$

Für die Steigung m_h im annähernd geradlinigen Teil des Kraft-Längenänderungs Diagrammes im Punkt Q_m mit den Koordinaten Δh_m und P_m (Abb. 23) gilt:

$$m_{\Delta h} = \frac{P_m}{\Delta h_m - \Delta h_a} = \frac{P_m}{\Delta\lambda} \quad \left(\frac{N}{mm}\right)$$

Mit $v_{\Delta h} = \frac{\Delta\lambda}{\Delta\tau} \quad \left(\frac{mm}{s}\right)$

im speziellen Falle einer konstanten Deformationsgeschwindigkeit folgt

$$\Delta\lambda = \Delta\tau \cdot v_{\Delta h}$$

$$m_{\Delta L} = \frac{P_m}{\Delta\tau \cdot v_{\Delta h}} \quad \left(\frac{N}{mm}\right)$$

Bei ideal linear elastischen Materialien stellt der Elastizitätsmodul unter Druckbeanspruchung die Steigung des Druckspannungs-Stauchungs Diagrammes dar.

$$\sigma_{nd} = E_d \cdot \varepsilon_d \quad \left(\frac{N}{mm^2}\right)$$

Darin ist ε_d Element der Menge der reellen Zahlen ($\varepsilon \in \mathbb{R}$) und dimensionslos.

Da fast alle Körpergewebe nichtlinear elastisch (viscoelastisch) sind und zudem einen komplizierten Verbundbau darstellen, sollte anstelle des E-Moduls bei biologischen Geweben der Tangentenmodul im annähernd geradlinigen Bereich des Spannungs-Dehnungs bzw. Druckspannungs-Stauchungs Diagrammes verwendet werden. Dabei muß jeweils als Zusatz in Worten oder Formeln zum Ausdruck gebracht werden, in welchem rheologischen Zustand sich das Gewebe befand, wie groß die Beanspruchungsgeschwindigkeit war, welche mechanische und chemische Vorgeschichte vorausging und wie hoch

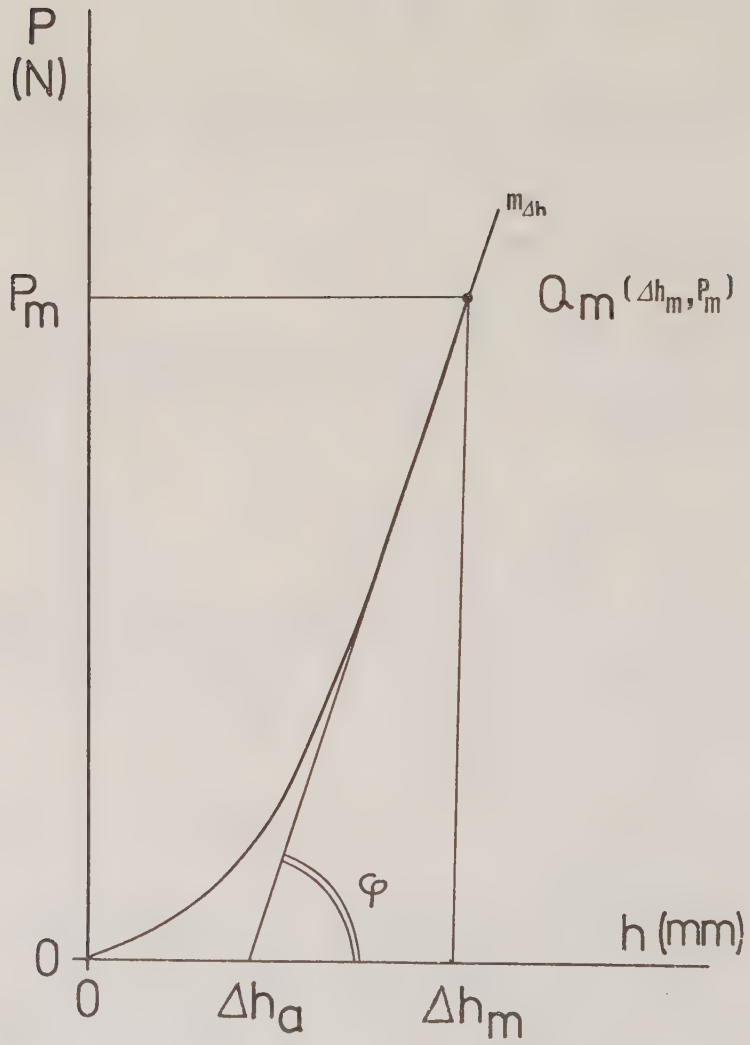

Abb. 23: Darstellung der Steigung $m_{\Delta h}$ der Kraft-Längenänderungs Diagramme.

die Temperatur war. Der Tangentenmodul wurde mit M_ε bezeichnet. Im Druckspannungs-Stauchungs Diagramm (σ_{nd}-ε_d D) auf Abb. 24 ist die normale Druckspannung eine Funktion der Stauchung, $\sigma_{nd} = f(\varepsilon_d)$. Die Stauchung ist die negative Dehnung. Sie wird mit

$$\varepsilon_d = \frac{h - h_o}{h_o} \qquad \text{(dimensionslos)}$$

zum Ausdruck gebracht.

Der Schnittpunkt von M_ε mit der ε_d - Achse (Abszisse) wird mit $_a$ bezeichnet. Für die Differenz $\Delta\varepsilon = \varepsilon_m - \varepsilon_a$ gilt:

$$\frac{\Delta h_m}{h_o} - \frac{\Delta h_a}{h_o} = \frac{\Delta h_m - \Delta h_a}{h_o} = \frac{h_m - h_a}{h_o} = \frac{\Delta\lambda}{h_o} = \Delta\varepsilon \qquad \text{(dimensionslos)}$$

$$M_\varepsilon = \frac{\sigma m}{\Delta\varepsilon} = \frac{\sigma m}{\frac{\Delta\lambda}{h_o}} = \frac{\sigma m \cdot h_o}{\Delta\lambda} \qquad \left(\frac{N}{mm^2}\right)$$

Wenn aus den Meßwerten des Kraft-Zeit Diagrammes, speziell aus P und $t_m - t_a$, der Tangentenmodul bestimmt werden soll, so sind folgende Formeln zu verwenden:

$$M_\varepsilon = \frac{\sigma_m \cdot h_o}{\Delta\lambda} \quad ; \quad \sigma_m = \frac{P_m}{A_o} \quad ; \quad \Delta\lambda = \Delta\tau \cdot v_{\Delta h}$$

$$M = \frac{P_m \cdot h_o}{A_o \cdot \Delta\tau \cdot v_{\Delta h}} \qquad \left(\frac{N}{mm^2}\right)$$

Damit ist die praktische Bestimmung des Tangentenmoduls aus den experimentell gewonnenen Kraft-Zeit Kurven einfach. Der Tangentenmodul in Newton pro Quadratmillimeter ist gleich dem Produkt aus Kraft und ursprünglicher Höhe (Länge des Probezylinders in Achsenrichtung) dividiert durch das Produkt aus ursprünglicher Querschnittsfläche des Probestückes sowie der Zeitdifferenz zwischen Zeitkoordinate des Punktes Q_m und den zeitlichen Schnittpunkt der Tangente mit der Zeitachse sowie der Beanspruchungsgeschwindigkeit. Aus dem P-t D werden nach Einzeichnen der Tangente die Koordinaten von Q_m und t_a entnommen.

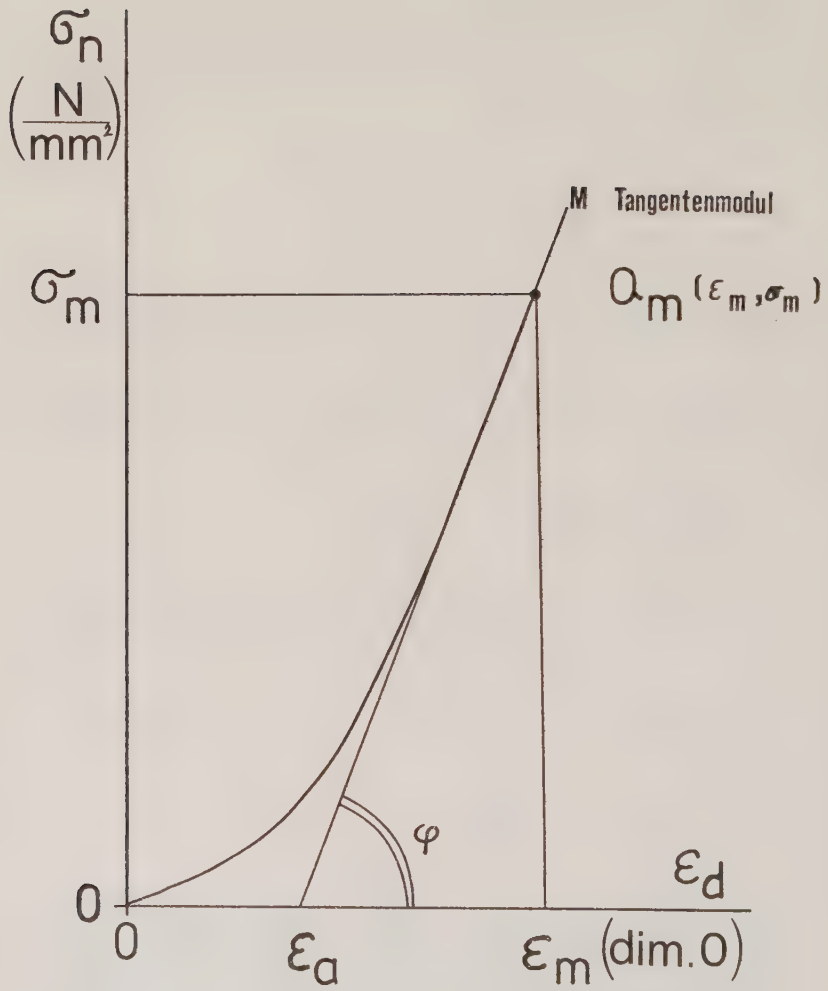

Abb. 24: Darstellung des Tangentenmoduls M_ε im Druckspannungs-Stauchungs Diagramm.

Die gewebsmechanischen Knorpelkurven führen auf das Problem, wie die gewebsmechanischen Zusammenhänge formuliert werden können. Eine Approximation des Kompressionsdiagrammes ist mit der Formel

$$P(t) = at(1 - e^{-bt})$$

möglich. Aus der äquivalenten Form

$$P = at - at \cdot \exp(-bt)$$

ist zu erkennen, daß mit wachsendem t der zweite Term verschwindet. Für große t gewinnen wir a als Tangentensteigung m_t des P-t Diagrammes im annähernd linearen Bereich. Aus den Koordinaten eines Punktes Q_m, der innerhalb des annähernd geradlinigen Teils möglichst hoch liegen sollte, sowie dem graphisch bestimmten Wert a kann b errechnet werden.

In der Systemtheorie ist die Übertragungsfunktion definiert mit

$$\tilde{G}(s) = \tilde{Y}(s)\ \tilde{X}(s)$$

$\tilde{G}(s)$ ist die Laplace-Transformation der Übergangsfunktion, $\tilde{Y}(s)$ ist die Ausgangsfunktion und $\tilde{X}(s)$ die Eingangsfunktion. Am Knorpel bezeichnen wir mit $\tilde{P}(s)$ die Laplace-Transformation der Druckkraft-Zeit Ausgangsfunktion (output function), mit $\tilde{Z}(s)$ die L-Transformation der Deformations-Zeit Eingangsfunktion (input function) und mit $\tilde{G}(s)$ die L-Transformation der Übergangsfunktion (transfer function).

Eingangsfunktion (input function):

$$Z(t) = kt$$

L-Transformation der Eingangsfunktion:

$$\tilde{Z}(s) = \frac{k}{s^2}$$

Ausgangsfunktion (output function):

$$P(t) = at - ate^{-bt}$$

L-Transformation der Ausgangsfunktion:

$$\tilde{P}(s) = \frac{a}{s^2} - \frac{a}{(s+b)^2} = \frac{a(s+b)^2 - as^2}{s^2(s+b)^2} = \frac{2asb + ab^2}{s^2(s+b)^2}$$

Übergangsfunktion:

$$\tilde{G}(s) = \frac{\tilde{P}(s)}{\tilde{Z}(s)} \qquad \tilde{G}(s) = \frac{2asb + ab^2}{k \cdot (s+b)^2}$$

Gewichtsfunktion:

$$\mathcal{L}^{-1}\{\tilde{G}(s)\} = g(t)$$

Die inverse Transformation der Übergangsfunktion wird auch Greensche Funktion (weighting function) genannt.

Aus $\tilde{G}(s)$ läßt sich für den begrenzten Bereich des Kraft-Deformations Diagrammes die Differentialgleichung herleiten:

$$\tilde{P}(s) = \tilde{G}(s)\,\tilde{Z}(s)$$

Für $\tilde{G}(s)$ wird der oben gebildete Ausdruck eingesetzt und nach Umformung die inverse Transformation gebildet:

$$\tilde{P}(s) = \frac{2asb + ab^2}{k\,(s+b)^2} \cdot \tilde{Z}(s)$$

$$\tilde{P}(s) \cdot k\,(s^2 + 2sb + b^2) = (2asb + ab^2) \cdot \tilde{Z}(s)$$

$$s^2\tilde{P}(s) + 2bs\tilde{P}(s) + b^2\tilde{P}(s) = \frac{2ab}{k} s\,\tilde{Z}(s) + \frac{ab^2}{k}\tilde{Z}(s)$$

$$\frac{d^2P}{dt^2} + 2b\frac{dP}{dt} + b^2P = \frac{2ab}{k}\cdot\frac{dZ}{dt} + \frac{ab^2}{k}\,Z$$

$$\ddot{P} + 2b\dot{P} + b^2P = \frac{2ab}{k}\,\dot{Z} + \frac{ab^2}{k}\,Z$$

Die Anfangswerte sind gemäß dem Versuchsablauf O; $P(O) = O$,

$$\frac{dP}{dt}(O) = O;\ \frac{d^2P}{dt^2}(O) = O;\ Z(O) = O;\ \frac{dZ}{dt}(O) = O$$

Die Zusammenfassung der Koeffizienten und die Newtonsche Schreibweise führen auf die Form

$$\ddot{P} + p_1\dot{P} + p_2\ddot{P} = g_1\dot{z} + g_2 z$$

Die Kraft-Deformations Kurve folgt in dem begrenzten Bereich der Druckverformung einer linearen Differentialgleichung 2. Ordnung.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Geometrisch definierte Probestücke aus dem Knorpelteil der 3. und 4. Rippe vom Rind wurden auf ihre mechanischen Eigenschaften unter Druckbelastungen im schädigungsfreien Bereich rheologisch untersucht.

Im Teil „Einzelversuche" der vorliegenden Arbeit wurden mechanisch-rheologische Eigenschaften zylinderförmiger Probestücke hyalinen Knorpels in vitro unter definierten Beanspruchungen in Form fortlaufender Diagramme dargestellt. Folgende Erscheinungen wurden beobachtet und in Form rheologischer Kurven dokumentiert: Sekundärrelaxation nach einer Kraftrückgewinnkurve, der zyklische Beanspruchungen vorausgegangen waren; Stabilisierung der Kraftrückgewinnkurve und Verschwinden der Sekundärrelaxation bei Wiederholung der Druckkraftbeanspruchungen; isotonische Kennlinien unter Wegzugabe im geschlossenen Regelkreissystem; Hubzunahme im unteren Druckkraftbeanspruchungsbereich bei sinusförmiger Weg-Zeit Eingangsfunktion; oberer und unterer Scheitelabfall der Spannung unter UV-Bestrahlung; Bestätigung der dynamischen Relaxation anderer Untersuchungen. Die Ergebnisse dieser Versuche sind für das Verständnis biomechanischer Vorgänge im Bereiche des Knorpels von Bedeutung.

Im Abschnitt „Statistischer Teil aufgrund von Reihenversuchen" wurden nach einem festen Versuchsprogramm Knorpelzylinder mechanisch beansprucht. Alle Beanspruchungsvorgänge wurden fortlaufend mit einem Kompensationsschreiber registriert, anschließend ausgemessen und zuletzt statistisch auf einer Großrechenanlage verarbeitet.

Aus den Reihenversuchen konnten wir folgende Ergebnisse gewinnen:

Die Tangentensteigung unter konstanter Kompressions- und Dekompressionsgeschwindigkeit ist bei zyklischen, kraftbegrenzten Beanspruchungen mit und ohne zwischengeschaltete Pausen abhängig von der mechanischen Vorgeschichte (stress-

stain history), von zwischengeschalteten isometrischen sowie isotonischen Phasen und vom Gesamtbeanspruchungsprofil. Je ausgiebiger die vorausgehenden Beanspruchungen sind, um so größer ist der Tangentenmodul, er scheint sich einem Grenzwert zu nähern. Der Begriff Tangentenmodul ist bei nichtlinear viscoelastischen Stoffen der Bezeichnung E-Modul vorzuziehen. Den Zahlenwerten über den Tangentenmodul müssen Angaben über mechanische Vorgeschichte, Beanspruchungsprofil und Deformationsgeschwindigkeit hinzugefügt werden.

Druckkraft-Zeit, Druckkraft-Verformungs und Druckspannungs-Stauchungs Diagramme können unter Kenntnis bestimmter Größen ineinander umgerechnet werden.

Die Kraft-Deformations Kurve folgt im Bereich der Druckverformung einer linearen Differentialgleichung 2. Ordnung.

Das Ausmaß der Relaxation läßt sich als sogenannter Relaxations-Kraft-Zeit Wert (RKZW) angeben. Er wird mit zunehmender Belastungsfolge kleiner und nähert sich schließlich einem Grenzwert.

Ein Maß für die mechanische Erholung nach Teil- oder Vollentlastung mit unmittelbar daran anschließender Konstanthaltung des Deformationsausmaßes (isometrische Bedingung) in axialer Richtung des Probestückes ist der sogenannte Kraftrückgewinn. Er kann als Kraftrückgewinn-Zeit Wert (KRZW) gemessen werden.

Folgende Durchschnittswerte wurden festgestellt: Steigung der Tangente im aufsteigenden Schenkel der Kraft-Zeit Diagramme der A - B und B - C Phase in Newton: 2,34 N $\pm$ 0,78 N und 5,82 N $\pm$ 1,16 N, im absteigenden Schenkel 9,14 N $\pm$ 2,96 N und 9,90 N $\pm$ 2,58 N. Steigung der Tangente im aufsteigenden Schenkel der Kraft-Zeit Diagramme der C - D Phase: 5,53 N $\pm$ 1,15 N und 8,73 N $\pm$ 2,47 N, im absteigenden Schenkel 6,18 N $\pm$ 1,47 N und 8,15 N $\pm$ 2,11 N. Relaxations-Kraft-Zeit Werte der C - D Phase: 81,04 N $\pm$ 7,75 N und 52,83 N $\pm$ 4,73 N. Kraftrückgewinn-Zeit Werte der C - D Phase: 14,33 N $\pm$ 5,07 N und 20,18 N $\pm$ 6,35 N. Im Abschnitt „Formeln und mathematische Zusammenhänge" wurde die rechnerische Transformation der Kraft zur Spannung beschrieben.

9. LITERATUR

1. ARNOLD, G. und C. HARTUNG: Methoden und Ergebnisse rheologischer Untersuchungen am hyalinen Knorpel. Z. Orthop. 111, 153-159 (1973).

2. ARNOLD, G. und C. HARTUNG: Gewebsmechanisches Verhalten des hyalinen Knorpels unter zyklischen Deformationen. Z. Anat. Entwickl. Gesch. 144, 303-313 (1974).

3. ARNOLD, G., F. GROSS und C. HARTUNG: Biorheologische Phänomene und Histostruktur des hyalinen Knorpels. G-I-T Fachzeitschr. Lab. 20, 801-806 (1976).

4. ARNOLD, G., F. GROSS und H. FESSEL: „In vitro"-Versuche zum mechanischen Verhalten des hyalinen Knorpels unter statischen und dynamischen Belastungen. Z. Orthop. 116, 428-429 (1978).

5. BUCHER, O: Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen. Med. Verlag H. HUBER, Bern/Stuttgart 1977.

6. BURLEIGH, P. M. C. and A. R. POOLE: Dynamics of connective tissue macromolecules. North Holland Publish. Comp., Amsterdam/Oxford 1975 and American Elserier Publish. Co., Inc., New York 1975.

7. CARNES, W.: Biophysical properties of connective tissue. In: The comparative molecular biology of extracellular matrices. Ed. by H. C. SLAVKIN, Academic Press, New York, London, 400-406 (1972).

8. FLÜGGE, W.: Viscoelasticity. Blaisdell Publish. Comp., Waltham, Massachusetts/Toronto/London 1967.

9. FRICKE, R.: Influence of D-penicillamine on biochemical properties of rat collagen. European Federation of the Connective Tissue Clubs. Vth meeting, August 25-27, 1976. The University at Sart Tilman, Liege 1976.

10. FUKAYA, H., C. J. MARTIN, A. C. YOUNG and S. KATSURA: Mechanical properties of alveolar walls. J. Appl. Physiol. 25, 689-695 (1968).

11. FUNG, Y.-C.: Biorheology of soft tissues. Biorheol. 10, 139-155 (1973).

12. GAY, S., P. K. MÜLLER, W. N. MEIGEL und K. KÜHN: Polymorphie des Kollagens. Neue Aspekte für Struktur und Funktion des Bindegewebes. Der Hautarzt 27, 196-205 (1976).

13. GODMAN, G. C. and K. R. PORTER: Chondrogenesis studied with electron microscope. J. Biophys. Biochem. Cytol. 8, 719-760 (1960).

14. GROSS, F., G. ARNOLD und C. HARTUNG: Polarisationsoptische und biomechanische Untersuchungen hyalinen Knorpels. Z. Orthop. 112, 1014-1017 (1974).

15. HARTMANN, F. und H. DEICHER: Bindegewebe. In: Klinische Pathophysiologie. Herausg. von W. SIEGENTHALER. Thieme-Verlag, Stuttgart 1973.

16. HARTMANN, F.: Physikalische Eigenschaften der Biopolymere von Bindegeweben als Grundlage der Biomechanik von Bindegewebssystemen. S. 40-59. In: F. HARTMANN: Neue Gesichtspunkte zu den Folgen der chronischen Polyarthritis. Byk Gulden Pharmazeutika, Konstanz 1974.

17. HARTUNG, C. und G. ARNOLD: Rheologische „in vitro" Untersuchungen an menschlichen und tierischen Bindegeweben mit technologischen Verfahren. G-I-T Fachzeitschr. Lab. 17, 433-439 (1973).

18. HAYES, W. C. and L. F. MOCKROS: Viscoelastic properties of human articular cartilage. J. Appl. Physiol. 31, 562-568 (1971).

19. HAYES, W. C., L. M. KEER, G. HERRMANN and L. F. MOCKROS: A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. J. Biomech. 5, 541-551 (1972).

20. HIRSCH, C.: A contribution to the pathogenesis of chondromalacia of the patella. Act. chir. scand. 90, Suppl. 83, 9-106 (1944).

21. JÄGER, M.: Homologe Bindegewebstransplantation. Thieme-Verlag, Stuttgart 1970.

22. JONAK, R., C. M. LAPIERE, A. MEINEL, H. NEMETSCHEK-GANSLER, T. NEMETSCHEK und H. RIEDL: Struktur und mechanische Eigenschaften dermatosparaktischen Kollagens. Z. Naturforsch. 32c, 743-747 (1977).

23. KEMPSON, G. E.: The effects of proteoglycan and collagen degradation on the mechanical properties of adult human articular cartilage. S. 277-307. In: Dynamics of connective tissue macromolecules. Herausg. P. M. C. BURLEIGH and A. R. POOLE. North Holland Publish. Comp., Amsterdam/ Oxford 1975 and American Elserier Publish. Co., Inc., New York 1975.

24. KEMPSON, G. E., M. A. R. FREEMAN and S. A. V. SWANSON: The determination of a creep modulus for articular cartilage from indentation tests on the human femoral head. J. Biomech. 4, 239-250 (1971).

25. KEMPSON, G. E., H. MUIR, C. POLLARD and M. TUKE: Tensile properties of the cartilage of human femoral condyles related to the content of collagen and glycosaminoglycans. Biochim. Biophys. Act. 297, 456-472 (1973).

26. KRAKOVITZ, G.: Die Elastizität der Gelenkknorpel. Anat. Anz. 124, 113-119 (1969).

27. KÜHN, K.: Struktur und Biochemie des Kollagens. Chemie in unserer Zeit 4, 94-103 (1974).

28. KÜHN, K. and P. P. FIETZEK: Principles of the biochemistry and metabolism of connective tissue. S. 15-28. In: POPPER, H. and K. BECKER: Collagen metabolism in the liver. Stratton Intercont. Medic. Book Corp., New York 1975.

29. LINN, F. C. and L. SOKOLOFF: Movement and composition of interstitial fluid of cartilage. Arthrit. Rheumat. 8, 481-494 (1965).

30. MATTHEWS, M. B.: Connective tissue. Macromolecular structure and evolution. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg/ New York 1975.

31. MAYERSBACH, H. v. und E. REALE: Grundriß der Histologie des Menschen. Bd. 1 Allgemeine Histologie. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1973.

32. MITAL, M. A. and P. F. MILLINGTON: Surface characteristics of articular cartilage. Micron 2, 236-249 (1971).

33. ORTMANN, R.: Use of polarized light for quantitative determination of the adjustment of the tangential fibres in articular cartilage. Anat. Embryol. 148, 109-120 (1975).

34. PETRUSKA, J.: Biophysical properties of connective tissue. S. 387-459. In: The compative molecular biology of extracellular matrices. Ed. by H. C. SLAVKIN. Academic Press, New York/London 1972.

35. RADIN, E. L., H. G. PARKER, I. W. PUGH, R. S. STEINBERG, I. L. PAUL and R. M. ROSE: Respaise of joints to impact loading-III. J. Biomech. 6, 51-57 (1973).

36. RAMACHANDRAN, G. N. and A. H. REDDI: Biochemistry of collagen. 1. Ed., Plenum Press, New York/London 1976.

37. REVEL, J.-P. and E. D. HAY: An autoradiographie and electron microscopie study of collagen synthesis in differentiating cartilage. Z. Zellforschg. 61, 110-144 (1963).

38. ROBINS, S. P. and A. J. BAILEY: The chemistry of the collagen cross-links. Biochim. J. (Great Brit.) 149, 381-385 (1975).

39. ROBINS, S. P. and A. J. BAILEY: Some observations on the ageing in vitro of precipitated collagen fibres. Biochim. Biophys. Act. 492, 408-414 (1977).

40. RODRIGUEZ-GARCIA, J. J. and K. LITTLE: Use of the X-ray projection microscope in the examination of bone and cartilage sections. J. Microscopy 91, 125-133 (1970).

41. SIMON, W. H.: Wear properties of articular cartilage in vitro. J. Biomech. 4, 379-389 (1971).

42. SOKOLOFF, L.: Elasticity of ageing cartilage. Feder. Soc. Exp. Biol. 25, 1089-1095 (1966).

43. TIMPL, R.: Struktur, Biosynthese und Immunologie des Kollagens. Med. in uns. Zeit 1, 119-126 (1977).

44. TORZILLI, P. A. and V. C. MOW: On the fundamental fluid transport mechanism through normal and pathological articular cartilage during function-I. The formulation. J. Biomech. 9, 541-552 (1976).

45. VIIDIK, A., L. SANDQUIST and M. MAEGI: Influence of postmortal storage on tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments. Act. Orthop. Scand. Suppl. 79, 38 (1965).

46. WALKER, P. S. and J. V. HAIEK: The load-bearing area in the knee joint. J. Biomech. 5, 581-589 (1972).

47. WORTHMANN, W., G. ARNOLD und H. LIPPERT: Spannungsrückgewinn menschlicher Sehnen nach Entlastung (mechanische Erholungseigenschaft). Int. Z. angew. Physiol. 31, 77-88 (1972).

48. WRIGHT, V. and D. DAWSON: Lubrication and cartilage. J. Anat. (Britain Ed.) 121, 107-118 (1976).

49. YANNAS, I. V.: Involvement of articular cartilage in a linear relaxation process during walking. Nature 267, 1358-1360 (1970).

50. ZAREK, I. M. and I. EDWARDS: In: KENEDI: Biomechanics and related bio-engineering topics. Pergamon Press, Oxford 1965.

Die vorliegende Arbeit entstand am Anatomischen Institut der Medizinischen Fakultät der Rheinisch Westfälischen Technischen Hochschule Aachen und am Anatomischen Institut, Lehrstuhl IV, der Universität Düsseldorf unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. med. G. Arnold.

Ihm gilt mein Dank für die Überlassung des Themas, für die wertvollen Anregungen bei der Durchführung meiner Untersuchungen und für seine Hilfsbereitschaft mit der er die vorliegende Arbeit förderte.

Lebenslauf

Geboren	: 24.4.1952 in Fitie-Xiromerou/Griechenland
Eltern	: Vsailius Golesakis und Ehefrau Spyridoula
Geschwister	: ein Bruder und zwei Schwestern, alle älter
1958 - 1964	: Grundschule
1964 - 1967	: Gymnasium Agrinion
1967 - 1970	: Gymnasium Piräus, Abschluß mit Abitur
WS 1970	: Unterricht „Deutsch für Ausländer" an der RWTH Aachen
30.3.1971	: Feststellungsprüfung am Studienkolleg bestanden
WS 1971 - SS 1978	: Studium der Medizin an der RWTH Aachen
April 1978	: Abschluß der ärztlichen Prüfung vor dem Prüfungsausschuß der RWTH Aachen am 24.4.1978
1.6.1978 - 31.12.1978	: Verwalter der Stelle eines wissenschaftlichen Assistenten an der Universität Düsseldorf am Anatomischen Institut, Lehrstuhl IV
15.5.1979	: Beginn der Weiterbildung zum Facharzt für Urologie am Marienhospital Letmathe

Druck: W. Augenstein, Kockerellstraße 21, 5100 Aachen, Telefon 0241/26567